

TREBALL FI DE GRAU

Grau en Enginyeria Biomèdica

**ANÀLISI DE LA INTERACCIÓ CARDIOVASCULAR I
CARDIORRESPIRATÒRIA EN SUBJECTES SANS**



Memòria i Annexos

Autor:	Eva Barreda Arnau
Director:	Beatriz F. Giraldo Giraldo
Co-Director:	Jordi Solà Soler
Convocatòria:	Maig 2018

Resum

L'objecte principal d'aquest estudi consisteix en caracteritzar el comportament dels aparells cardiovascular i respiratori d'un grup de 44 subjectes sans en dues posicions diferents: supí i assegut. Per fer-ho, s'han processat els senyals electrocardiogràfics i de flux respiratori per obtenir les sèries de durada dels cicles cardíac (RR) i respiratori (Ttot). S'han proposat un conjunt de paràmetres temporals i freqüencials per caracteritzar aquestes sèries i el seu acoblament. Finalment, s'ha realitzat un estudi estadístic dels paràmetres obtinguts.

S'ha observat que quan el subjecte està assegut, té lloc un augment en les freqüències cardíaca i respiratòria, la dispersió de dades es redueix en el cas dels intervals RR i Ttot, i augmenta en la freqüència respiratòria. A més a més, la simetria de les distribucions de probabilitat de la informació procedent de la sèrie Ttot augmenta en la mateixa postura.

D'altra banda, els paràmetres freqüencials mostren que en posició assegut augmenta l'activitat del sistema nerviós simpàtic degut a un increment de potència en el rang de freqüències baixes i una disminució en les altes freqüències de la sèrie RR. En el cas del senyal de flux respiratori, s'ha observat que en aquesta posició disminueix l'amplitud de potència. Per últim, els resultats obtinguts de l'acoblament dels dos senyals mostren que el grau de similitud dels paràmetres en diverses bandes freqüencials augmenta amb el subjecte assegut.

Resumen

El objeto principal de este estudio consiste en caracterizar el comportamiento de los aparatos cardiovascular y respiratorio de un grupo de 44 sujetos sanos en dos posiciones diferentes: supino y sentado. Para hacerlo, se han procesado las señales electrocardiográficas y de flujo respiratorio para obtener las series de duración de los ciclos cardíaco (RR) y respiratorio (Ttot). Se han propuesto un conjunto de parámetros temporales y frecuenciales para caracterizar estas series y su acoplamiento. Finalmente, se ha realizado un estudio estadístico de los parámetros obtenidos.

Se ha observado que cuando el sujeto está sentado, tiene lugar un aumento en las frecuencias cardíaca y respiratoria, la dispersión de datos se reduce en el caso de los intervalos RR y Ttot, y aumenta en la frecuencia respiratoria. Además, la simetría de las distribuciones de probabilidad de la información procedente de la serie Ttot aumenta en la misma postura.

Por otro lado, los parámetros frecuenciales muestran que en posición sentado aumenta la actividad del sistema nervioso simpático debido a un incremento de potencia en el rango de frecuencias bajas y una disminución en las altas frecuencias de la serie RR. En el caso de la señal de flujo respiratorio, se ha observado que en esta posición disminuye la amplitud de potencia. Por último, los resultados obtenidos del acoplamiento de las dos señales muestran que el grado de similitud de los parámetros en varias bandas frecuenciales aumenta con el sujeto sentado.

Abstract

The main purpose of this study is to characterize the behavior of the cardiovascular and respiratory systems of a group of 44 healthy subjects in two different positions: supine and seated. To do so, the electrocardiographic and respiratory flow signals have been processed to obtain the cardiac (RR) and respiratory (Tot) cycles. A set of temporal and frequency parameters have been proposed to characterize these series and their coupling. Finally, a statistical study of the parameters obtained was carried out.

It has been observed that when the subject is seated, an increase in the heart and respiratory frequencies occurs, the dispersion of data is reduced in the case of the RR and Ttot intervals, and increases in the respiratory rate. In addition, the symmetry of the probability distributions of the information from the Ttot series increases in the same position.

On the other hand, the frequency parameters show that in sitting position the activity of the sympathetic nervous system rises due to an increase in power in the low frequency range and a decrease in the high frequencies of the RR series. In the case of the respiratory flow signal, it has been observed that in this position the power amplitude decreases. Finally, the results obtained from the coupling of the two signals show that the degree of similarity of the parameters in several frequency bands increases in sitting position.

Agraïments

Voldria expressar el meu agraïment als tutors encarregats de dirigir aquest projecte, la Beatriz Giraldo i en Jordi Solà, per haver-me orientat durant el desenvolupament d'aquest estudi i haver-me proporcionat les eines necessàries per dur-lo a terme. En addició, també voldria agrair-los la oportunitat que m'han proporcionat de fer aquest treball i així augmentar de forma significativa els meus coneixements en aquest camp.

D'altra banda, m'agradaria també donar les gràcies a la meva família i amics per haver-me proporcionat el suport necessari en els moments adients, així com també per haver-me ajudat a evadir-me en les ocasions que m'he trobat estancada.

Glossari

ECG: Electrocardiograma.

Interval RR: Diferència de temps entre dos pics R consecutius, pertanyents als complexos QRS del senyal electrocardiogràfic.

HRV: Variabilitat del ritme cardíac.

Interval Ttot: Duració temporal d'un cicle respiratori.

DEP: Densitat de potència espectral.

MSC: Utilitza les sigles angleses de *Magnitude Squared Coherence*. Correspon a la coherència espectral.

VLF: Utilitza les sigles angleses de *Very Low Frequency*. Correspon a la freqüència molt baixa.

LF: Utilitza les sigles angleses de *Low Frequency*. Correspon a la freqüència baixa.

HF: Utilitza les sigles angleses de *High Frequency*. Correspon a la freqüència alta.

F.C: Freqüència cardíaca.

F.R: Freqüència respiratòria.



Índex

RESUM	I
RESUMEN	II
ABSTRACT	III
AGRAÏMENTS	IV
GLOSSARI	V
1. PREFACI	1
1.2. Motivació	1
1.3. Requeriments previs	2
2. INTRODUCCIÓ	3
2.1. Objectius del treball	3
2.2. Abast del treball	4
3. MARC TEÒRIC	5
3.1. Aparell cardiovascular	5
3.1.1. El cor	5
3.1.2. El sistema circulatori	7
3.2. Aparell respiratori	8
3.2.1. Funcions de l'aparell respiratori	8
3.2.2. Inspiració i expiració	9
3.3. Senyals	10
3.3.1. Electrocardiograma	10
3.3.2. Flux respiratori	15
4. MARC EXPERIMENTAL	19
4.1. Base de dades	19
4.2. Metodologia	20
4.2.1. Càlcul de la sèrie RR	21
4.2.2. Càlcul de la sèrie Ttot	25
4.2.3. Extracció de paràmetres temporals	29
4.2.4. Estimació de la densitat espectral de potència	30
4.2.5. Estimació de la coherència	31
4.2.6. Extracció de paràmetres freqüencials	33

4.3. Estadística	36
5. RESULTATS	38
5.1. Paràmetres temporals	38
5.2. Paràmetres freqüencials.....	39
5.3. Representació gràfica dels resultats	41
5.3.1. Senyal ECG.....	42
5.3.2. Senyal de flux respiratori	44
5.3.3. Acoblament d'ambdós senyals	45
6. DISCUSSIÓ I CONCLUSIONS	48
7. ANÀLISI DE L'IMPACTE AMBIENTAL	53
8. PRESSUPOST	55
8.1. Material.....	55
8.2. Mà d'obra.....	55
8.3. Pressupost total	56
BIBLIOGRAFIA	57
ANNEX A	59
A1. Algorismes.....	59
A2. Taules numèriques	91

1. Prefaci

Avui en dia ja és coneguda i demostrada en diversos estudis la íntima relació existent entre l'aparell cardiovascular i l'aparell respiratori. Al llarg de les últimes dècades, s'han trobat evidències significatives de la interacció entre aquests dos sistemes i del fet que les modificacions produïdes en qualsevol d'aquests produeix un efecte en l'altre (Wallin, et al. 2010)^[1]. Degut a aquestes evidències, s'han realitzat diversos estudis per analitzar aquesta relació i poder-ne extreure característiques que permetin servir d'ajuda a l'hora de prevenir certes patologies o millorar-ne el tractament.

En aquest projecte, es proposa realitzar un estudi en domini temporal i freqüencial d'informació diversa extreta de senyals cardiorrespiratoris de subjectes sans. L'objecte d'aquest és intentar descriure un patró de comportament d'aquests dos sistemes en condicions d'absència de patologia i en funció de la postura adoptada.

1.2. Motivació

Segons l'informe que va publicar l'Institut Nacional d'Estadística l'any 2015^[2] sobre les causes de defunció per malaltia a Espanya, les malalties provinents del sistema cardiovascular lideren la llista amb un 29,66% de defuncions. A aquestes les segueixen les defuncions degudes a diferents tipus de càncer amb un 27,86% i en tercer lloc s'hi troben les provocades per patologies en el sistema respiratori amb un percentatge del 11,08%. Així doncs, les patologies existents en qualsevol d'aquests dos sistemes es troben entre les tres principals causes de defunció en aquest país. Considerant aquestes afirmacions, és evident que els avanços aconseguits en les línies d'investigació que realitzen estudis d'aquests dos sistemes o de la seva interacció, poden tenir un impacte molt positiu en la millora de la salut i qualitat de vida de les persones, de la mateixa manera que poden reduir la taxa de mortalitat deguda a aquest tipus de patologies i augmentar l'esperança de vida.

El motiu que m'ha portat a cursar aquest grau ha estat poder tenir la oportunitat de col·laborar en la millora de la salut des d'un enfocament científicotecnològic, englobant així en un mateix camp els meus principals interessos. Seguint aquesta tendència, el desencadenant principal de l'elecció d'aquest projecte ha estat l'impacte final que podria produir aquest estudi, ja que com s'ha comentat a l'inici d'aquesta secció, el sector de població que se'n podria beneficiar és dels més amplis si es consideren les defuncions degudes a malalties.

1.3. Requeriments previs

Per la realització d'aquest estudi, cal tenir inicialment unes nocions bàsiques de fisiologia general. Especialment, aquella que engloba el funcionament dels sistemes cardiovascular i cardiorrespiratori. Aquests coneixements també són necessaris a l'hora d'interpretar els resultats obtinguts, ja que proporcionen un criteri més acurat per poder valorar el significat d'aquests i decidir si són raonables. En addició, també és d'utilitat estar familiaritzat amb el software emprat pel processat de senyals i extracció de característiques, ja que de no ser així el grau de complexitat que comporta la elaboració d'aquest estudi es pot veure augmentat en gran mesura. Per últim, també resulta positiu tenir coneixement dels principals conceptes bàsics de l'estadística per poder comprendre el comportament de cadascun dels paràmetres obtinguts.

2. Introducció

Degut a la importància de les funcions del cor i l'aparell respiratori, hi ha moltes línies d'investigació al voltant de l'anàlisi dels senyals provinents d'aquests sistemes. Actualment ja existeixen en la literatura de l'àmbit clínic diversos estudis relacionats amb la interacció d'aquests dos òrgans, tant en subjectes amb patologia com en subjectes sans. Ambdós casos proporcionen informacions rellevants, ja que si bé un pot proporcionar dades d'interès que poden ser d'ajut a l'hora de classificar el pacient en una determinada patologia o en calcular les possibilitats d'èxit o fracàs d'una determinada praxis, l'altre proporciona informació d'interès d'un grup de subjectes de control que pot ser de molta utilitat a l'hora d'establir comparacions i detectar possibles irregularitats en els subjectes dels quals es vol extreure informació.

És sabut que el cor i el pulmó formen una unitat anatòmica i funcional connectada per una xarxa de vasos que conforma la circulació pulmonar. Així doncs, les malalties d'aquests dos òrgans estan íntimament relacionades de manera que l'alteració d'un d'ells pot modificar l'altre, fonamentalment a través d'alteracions en la regulació de la circulació mencionada. És per aquest motiu i també per l'elevat nombre de casos de pacients amb alteracions en algun d'aquests dos sistemes, que cada vegada hi ha més interès en conèixer la influència mútua entre aquests amb el propòsit de poder desenvolupar tractaments més eficaços o prevenir el risc de patir un dany major que es pugui donar posteriorment.

Tot i això, aquestes modificacions entre sistemes no només succeeixen en cas d'alteracions en algun d'aquests òrgans, sinó que també es poden observar variacions en un mateix grup de subjectes quan aquesta interacció s'estudia en diferents condicions com pot ser per exemple el canvi de postura.

En aquest projecte concretament, s'ha volgut analitzar la interacció i comportament d'aquests dos sistemes per un mateix grup de subjectes sense presència de patologia quan es produeix un canvi de postura, que en aquest estudi serà de posició supí a posició assegut.

Així doncs, amb l'objectiu d'extreure característiques suficientment significatives per poder determinar patrons de comportament dels dos senyals analitzats en les diferents condicions mencionades, es proposa realitzar un anàlisi temporal i freqüencial dels diferents paràmetres extrets dels senyals electrocardiogràfic i de flux respiratori enregistrats originalment.

2.1. Objectius del treball

L'objectiu que es pretén aconseguir amb la realització d'aquest projecte és obtenir informació del sistema cardiorrespiratori a partir de la caracterització de senyals electrocardiogràfics i registres de

flux respiratori, per investigar com interaccionen aquests dos sistemes entre si i, en addició, observar les modificacions que es produeixen en aquestes dos senyals quan s'enregistren en postures diferents. Aquesta caracterització es durà a terme realitzant un anàlisi en domini temporal i freqüencial d'ambdós senyals, per posteriorment extreure'n els paràmetres més rellevants. D'aquesta manera, es pretenen identificar patrons de comportament i interacció del sistema cardiopulmonar d'un grup de subjectes sans en funció de la seva postura. Aquest objectiu general es pot concretar en els següents objectius específics:

- Preprocessar els senyals i obtenir les sèries temporals d'interval cardíac i respiratori.
- Estimar la densitat espectral de potència i la coherència espectral entre aquestes sèries.
- Proposar paràmetres per caracteritzar aquestes sèries en els dominis temporal i freqüencial.
- Realitzar un estudi estadístic en funció de la posició dels subjectes.

2.2. Abast del treball

Per la realització d'aquest projecte serà necessari tenir en consideració diferents àrees de coneixement que posant-les en comú, ens permetran realitzar totes les etapes necessàries per aconseguir l'objectiu descrit en la secció anterior. Dins d'aquestes àrees s'hi troba la informàtica, necessària pel disseny dels algorismes que ens permetran realitzar el processat dels senyals originals. A més a més, també caldran nocions de fisiologia, que serà d'utilitat per determinar la informació que interessa estudiar així com també per tenir un criteri raonable a l'hora de valorar la coherència dels resultats obtinguts. Per últim, també si hi inclou l'àmbit estadístic que permetrà seleccionar només aquelles característiques que aportin la informació més significativa pel desenvolupament d'aquest projecte.

3. Marc teòric

L'origen del sistema cardiorrespiratori prové de la necessitat d'impulsió del líquid celomàtic per aconseguir una millor repartició de nutrients, oxigenació de les cèl·lules i retirada de subproductes del metabolisme que posteriorment són eliminats per la orina i per l'aire exhalat en els pulmons. A efectes reals, aquest sistema és la interacció resultant dels aparells cardiovascular i respiratori treballant en conjunt per aconseguir un adequat funcionament del cos humà. D'aquesta manera, a través de l'aparell cardiovascular la sang recull el diòxid de carboni i les substàncies de rebuig dels teixits perifèrics, per després dirigir-se a l'aparell respiratori on es produeix l'intercanvi gasós necessari per la oxigenació d'aquesta, i finalment transportar l'oxigen i els nutrients necessaris a les cèl·lules que conformen els diferent teixits de l'organisme. Així doncs, per tenir clara aquesta interacció entre ambdós aparells caldrà entendre el funcionament i composició de cadascun d'ells.

3.1. Aparell cardiovascular

L'aparell cardiovascular és un sistema tancat pel qual circula la sang al llarg del cos. Aquest està format bàsicament per dos components: el cor i l'aparell circulatori. Cadascun d'aquests components requereix l'altre per aconseguir una circulació sanguínia adequada en el cos. Tot i la seva gran càrrega de treball, el cor és un òrgan petit que consta de quatre cambres treballant conjuntament, la funció del qual consisteix en bombejar la sang a través d'una xarxa de vasos sanguinis situats entre el cor i els sistemes perifèrics i fer-la arribar als diferents òrgans, teixits i cèl·lules de l'organisme.

Amb l'objectiu de comprendre correctament el funcionament de l'aparell cardiovascular, es procedeix a descriure els components que el formen i el seu funcionament.

3.1.1. El cor

Anatomia

El cor es localitza pròxim a la paret toràcica anterior, dins de la cavitat pericàrdica i lleugerament desplaçat cap a la l'esquerra de la línia mitja. Les quatre cambres de les que consta aquest òrgan realitzen diferents funcions. Les primeres, anomenades aurícules i separades entre si pel sèptum interauricular, reben la sang de les venes que posteriorment es dirigeix a les altres dues cambres: els ventricles.

D'altra banda, la tasca dels segons, que es troben separats pel sèptum interventricular, consisteix en impulsar la sang cap al circuit sistèmic i pulmonar. En addició, és interessant comentar que les dues cambres superiors es troben separades de les inferiors mitjançant el sèptum atrioventricular.

Cicle cardíac

L'activitat alternada de contracció i relaxació entre les aurícules i els ventricles és el que produeix el batec del cor. El període que existeix entre el començament d'un batec i el següent és el que s'anomena cicle cardíac. Aquest cicle està present a qualsevol de les cambres del cor i consta de dues fases: la sístole, que es produeix quan una cambra cardíaca es contrau i per tant impulsa la sang, seguida de la diàstole, on es produeix una relaxació en la mateixa cambra permetent-ne l'entrada de sang.

A continuació es descriu de forma més precisa les diferents etapes existents durant el cicle cardíac fent referència a la figura 3.1.

En primer lloc es produeix l'inici de la sístole auricular (a). En aquest moment la contracció de l'aurícula impulsa la sang a l'interior dels ventricles els quals es troben en estat de relaxació. Després, la sístole auricular finalitza i dona lloc a la diàstole produint-se així una relaxació de les aurícules (b). A continuació s'inicia la sístole ventricular amb la qual les vàlvules auriculoventriculars es tanquen impedit que la sang retorni a les aurícules. Quan la pressió en els ventricles augmenta fins ser superior a la de les artèries, les vàlvules semilunars s'obren i s'allibera la sang dels ventricles produint-se tot seguit la diàstole ventricular (c). En aquesta etapa, quan els ventricles es troben en estat de relaxació la sang retorna contra les cúspides de les vàlvules semilunars i aquestes queden tancades (d). Tot seguit, la sang entra a les aurícules relaxades a través de les venes pulmonars i la vena cava. En aquest moment totes les cambres estan relaxades i els ventricles es comencen a omplir passivament per així donar pas a un nou cicle (e).

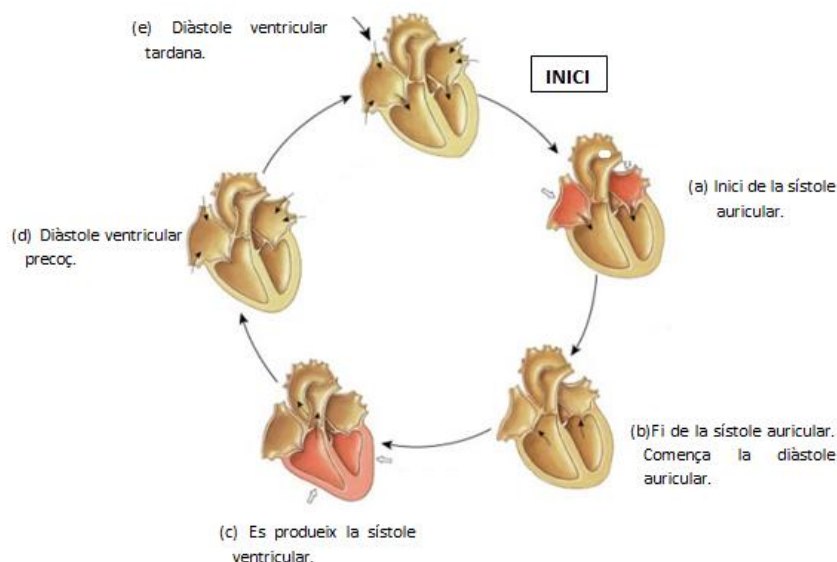


Figura 3.1. Etapes del cicle cardíac. [Font: <https://goo.gl/26x3iR>]

3.1.2. El sistema circulatori

Com s'ha comentat en apartats anteriors, un dels components bàsics de l'aparell cardiovascular és el sistema circulatori, és a dir, la xarxa de vasos sanguinis. Aquests es separen en dos grups o circuits: el circuit sistèmic i el circuit pulmonar.

El cor impulsa la sang simultàniament als troncs tan pulmonar com sistèmic, però la diferència radica en la funció que té cadascun d'ells.

El circuit sistèmic, que comença a la vàlvula aòrtica i finalitza a la desembocadura de l'aurícula dreta, s'encarrega de transportar la sang rica en oxigen des del cor a la resta de cèl·lules del cos mitjançant l'artèria aorta i les seves ramificacions. A més a més, aquest també es fa càrrec de retornar la sang que conté diòxid de carboni al cor a través de la vena cava.

D'altra banda, les artèries i venes del circuit pulmonar tenen els papers invertits respecte el circuit anteriorment mencionat. L'inici del circuit pulmonar es troba a la vàlvula pulmonar i el final està localitzat a l'aurícula esquerra. En aquest, la sang pobra en oxigen és transportada mitjançant l'artèria pulmonar des del miocardi a les superfícies d'intercanvi de gasos dels pulmons, on s'elimina tot el diòxid de carboni de les cèl·lules sanguínies i es substitueix per oxigen mitjançant els capil·lars. Tot seguit, aquesta sang ara rica en oxigen és transportada de nou al cor a través de les venes pulmonars i des d'aquest òrgan, és bombejada a la resta del cos tancant el cicle. D'aquesta manera, la sang viatja per aquest circuit de forma seqüencial, havent de passar així per cadascuna de les etapes abans de ser transportada de nou cap als demés teixits aconseguint un adequat funcionament de l'organisme, resultant de la interacció entre ambdós sistemes.

En la figura que es mostra a continuació es representa d'una forma més visual l'organització dels circuits anteriorment comentats.

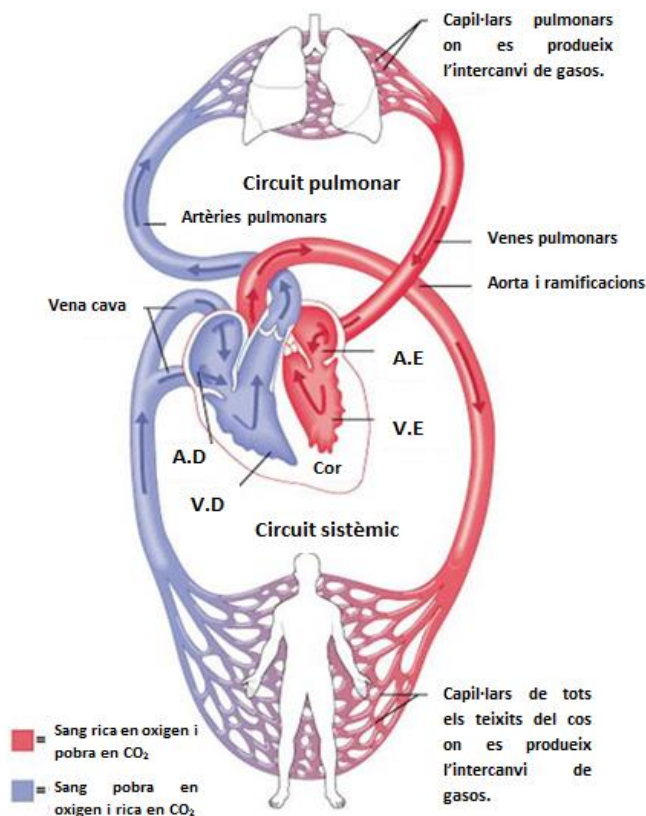


Figura 3.2. Circuit sistèmic i pulmonar. [Font: <https://goo.gl/rwu7NE>]

3.2. Aparell respiratori

3.2.1. Funcions de l'aparell respiratori

El sistema respiratori és el responsable de l'intercanvi de gasos entre l'organisme i l'ambient exterior. Aquest intercanvi s'inicia amb l'entrada d'oxigen a través de la inspiració, i tot seguit és transportat fins als alvèols pulmonars on es produeix l'intercanvi de gasos entre aquests i la sang. Així doncs, els alvèols alliberen a la sang el nou oxigen inhalat perquè aquesta el distribueixi a tots els teixits de l'organisme, així com també recullen el diòxid de carboni produït pel metabolisme cel·lular per expulsar-lo al medi en realitzar-se l'expiració. Tot i la complexitat del procés, aquest es produeix de forma involuntària i és fonamental per una correcta oxigenació de les cèl·lules que conformen els teixits. A continuació, es descriu de forma més detallada el curs que segueix a través de les diferents estructures que componen aquest aparell.

Inicialment, l'aire entra a l'aparell respiratori pel nas i la boca i descendeix a través de la faringe fins arribar a la laringe. La via respiratòria major és la tràquea, que es divideix en dues vies respiratòries de menor calibre: els bronquis dret i esquerre, els quals es dirigeixen cap a tots dos pulmons. A la

vegada, aquests es ramifiquen en vies respiratòries més fines fins acabar en bronquíols. En l'extrem de cada bronquíol hi ha milers de petits sacs d'aire, el que s'ha anomenat anteriorment com alvèols. A més a més, a l'interior de les parets alveolars s'hi troba una densa xarxa de capil·lars separats de l'aire per una fina barrera que permet que l'oxigen passi des dels alvèols cap a la sang, i que el diòxid de carboni es transmeti des de la sang continguda en els capil·lars fins als alvèols pulmonars.

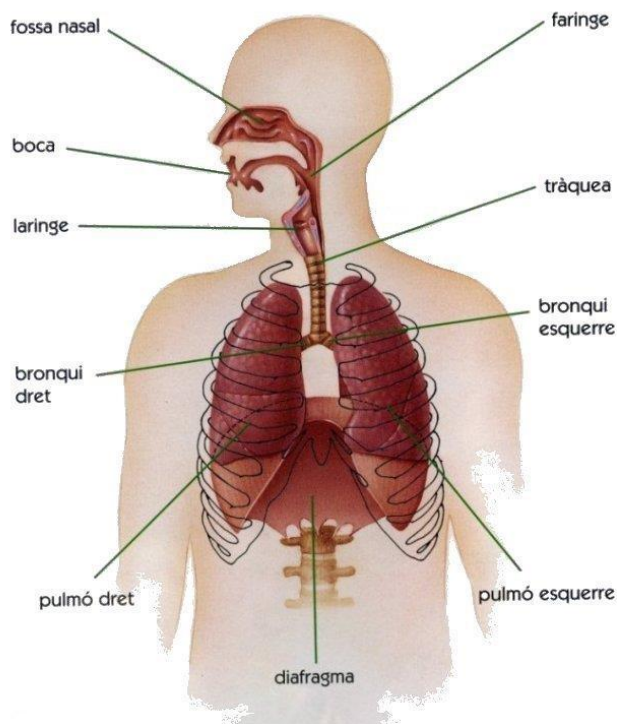


Figura 3.3. Estructures que formen les vies respiratòries. [Font: <https://goo.gl/1nBZG6>]

3.2.2. Inspiració i expiració

La inspiració és un procés actiu en condicions de repòs, que ve donat per la força que produeix el diafragma quan es desplaça empenyent el contingut abdominal cap avall i endavant augmentant així la mida de la caixa toràcica. Al mateix temps, un grup de músculs intercostals externs aixequen la zona costal i l'estèrnum augmentant així el volum toràcic creant una pressió negativa que produeix que l'aire entri als pulmons i, un cop allà, els alvèols pulmonars s'expandeixen a causa de la diferència de pressió.

Contràriament a la inspiració, l'expiració és un procés passiu sempre i quan es compleixin les condicions de repòs. Durant aquest procés els músculs inspiratoris es relaxen mentre que els pulmons i la caixa toràcica retornen a la seva posició d'equilibri. Això provoca que el volum del tòrax es redueixi i aparegui una pressió positiva que expulsa l'aire dels pulmons. Quan l'expiració

és forçada, un grup de músculs abdominals empenyen el diafragma cap amunt. En addició, els músculs intercostals interns mouen la zona costal cap avall i endins disminuint el volum toràcic i endurant els espais intercostals. D'aquesta manera, aquests músculs apliquen pressió contra els pulmons contribuint al buidament de l'aire contingut en aquests perquè finalment la pressió intra-alveolar s'iguali amb la pressió atmosfèrica.

3.3. Senyals

3.3.1. Electrocardiograma

L'electrocardiograma consisteix en el registre mitjançant elèctrodes superficials dels esdeveniments elèctrics associats als canvis de polarització del cor deguts al potencial d'acció que generen les cèl·lules autorrítmiques. Aquest tipus de cèl·lules es caracteritzen per despolaritzar-se a elles mateixes, a la vegada que transmeten el potencial d'acció a través de les ones de despolarització que es difonen a les cèl·lules contràctils cardíaques per mitjà de unions gap. Quan un potencial d'acció es genera, les cèl·lules es despolaritzen i la seva càrrega elèctrica passa a ser positiva a l'interior i negativa a l'exterior. Després, les cèl·lules es repolaritzen i la seva càrrega elèctrica passa a ser positiva a l'exterior agafant com a referència la càrrega elèctrica en l'interior per finalment passar a una etapa de relaxació.

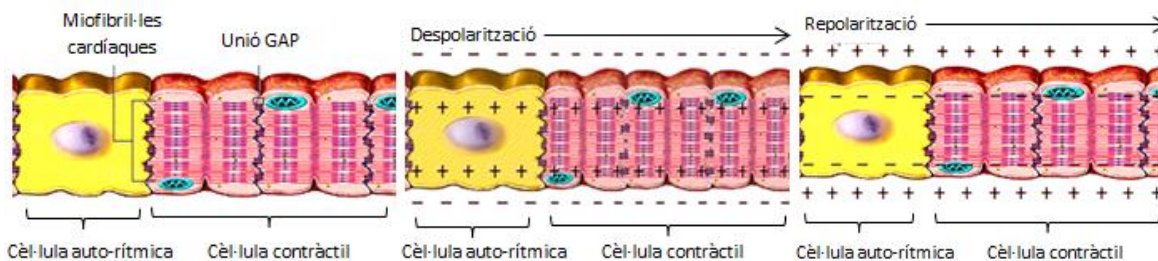


Figura 3.4. Procés de despolarització i repolarització de les cèl·lules. [Font: <https://goo.gl/z4y7rR>]

Aquestes diferències de potencial que provoquen els moviments del cor poden ser enregistrades des de diferents punts per poder estudiar el comportament d'aquest òrgan. El pas del potencial d'acció a través de les cèl·lules cardíaques genera formes d'ona que sumades entre si generen un gràfic on s'hi veuen reflectits els corrents que circulen pel cor.

Període d'un senyal ECG

Durant cada cicle cardíac, una ona de despolarització és irradiada a través de les aurícules, arribant al node auriculoventricular, i estenent-se al llarg de l'envà interventricular fins el vèrtex, on gira i avança

a través del miocardi ventricular cap a la base. Comparant la informació obtinguda a partir d'elèctrodes situats en diferents localitzacions, es pot monitoritzar l'actuació de diferents components per així detectar zones del cor que han estat lesionades i contenen cèl·lules cardíques que han perdut la capacitat de conducció.

L'aspecte del traçat ECG varia en funció de la situació dels elèctrodes de monitorització. Aquest consta de diferents ones i intervals importants per la interpretació del senyal. Un període del senyal electrocardiogràfic d'un subjecte sa consisteix en una ona P, el complex QRS, la ona T i la ona U. Les porcions de l'electrocardiograma entre les deflexions s'anomenen segments i les distàncies entre ones es denominen intervals. A continuació es procedeix a explicar cada segment i interval que apareix en l'ECG.

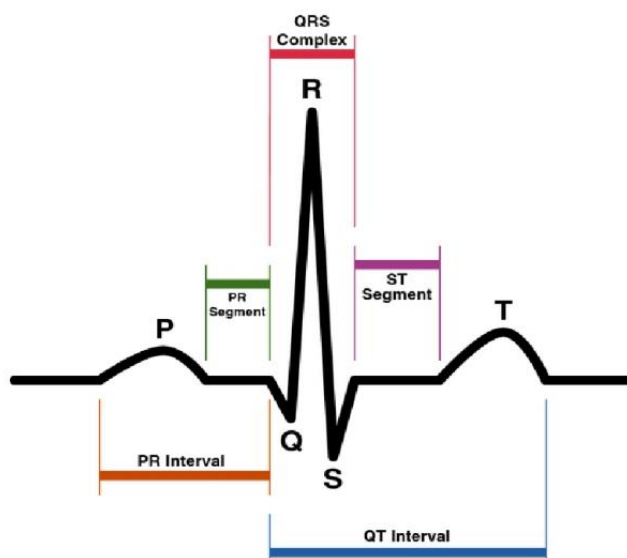


Figura 3.5. Fragment d'un període de senyal ECG. [Font: <https://goo.gl/rKPcbP>]

L'ona P es produeix en la despolarització de les aurícules. El nòdul SA genera l'impuls i dona lloc a la despolarització d'aquestes produint la sistole auricular. L'interval PQ indica l'espai comprès entre el final de l'ona P i l'inici del complex QRS i mostra el temps de conducció auriculoventricular, incloent-hi el retard fisiològic a través del node AV. El complex QRS apareix a mida que es despolaritzen els ventricles. Aquest senyal elèctric és relativament intens perquè la massa del múscul ventricular és molt més gran que la del múscul auricular. Durant aquesta activitat, el nòdul AV reenvia l'estímul elèctric i es produeix la despolarització dels ventricles per donar lloc a la sistole ventricular. A més a més, l'aurícula es repolaritza i es genera la diàstole auricular. El segment ST està comprès entre el final del complex QRS i l'inici de l'ona T i sol ser isoelèctric en els senyals de subjectes sans. L'ona T indica la repolarització ventricular que genera una diàstole en els ventricles i té la mateixa polaritat que el complex QRS. No s'aprecia una deflexió corresponent a la repolarització auricular perquè aquesta es produeix mentre els ventricles s'estan despolaritzant i els esdeveniments elèctrics queden

emascarats pel complex QRS. L'interval QT comprèn des de l'inici de Q fins el final de T, i representa la despolarització i repolarització ventricular. Finalment, es troba l'ona U. Aquesta ona pot aparèixer després de l'ona T i abans de l'ona P del següent període, tot i que en alguns casos no apareix en el senyal ECG. El seu significat a dia d'avui encara és incert, tot i que diversos autors la relacionen amb una repolarització lenta de la xarxa de Purkinje o una repolarització dels músculs papil·lars.

Tot seguit s'adjunta una taula resum que comprèn els valors comuns de duració de les diferents ones, intervals i segments per un adult sa.

Tram	Duració (ms)
Ona P	60-100
Segment PR	120-200
Complex QRS	60-100
Segment ST	80-150
Ona T	100-250
Interval QT	250-400
Ona U	160-140

Taula 3.1. Duracions dels diferents trams d'un període ECG per un adult sa. [Font: <https://goo.gl/1HWoQ7>]

A part de la possibilitat de detectar patologies en el funcionament cardíac a partir de les diferents ones i segments, també es pot obtenir de l'electrocardiograma la freqüència cardíaca del subjecte. Aquesta representa el nombre de contraccions del cor per unitat de temps i es sol expressar en unitats de batecs per minut (*bpm*). Una de les maneres més senzilles de realitzar aquest càlcul és la que s'indica tot seguit.

$$FC = \frac{60}{t_{RR}} \quad (\text{Eq. 3.1})$$

On *FC* és la freqüència cardíaca expressada en *bpm* i t_{RR} correspon a l'interval de temps entre dos pics R consecutius.

A continuació, es mostra en la taula adjunta els valors normals de freqüència cardíaca segons l'edat o condició del subjecte.

Edat o condició del subjecte	Freqüència cardíaca (bpm)
Recent nascuts de 0 a 1 mes	70-190
Nadons de 1 a 11 mesos	80-160
Nens de 1 a 2 anys	80-130
Nens de 3 a 4 anys	80-120
Nens de 5 a 6 anys	75-115
Nens de 7 a 9 anys	70-110
Nens de 10 anys o més, adults i ancians	60-100
Atletes ben entrenats	40-60

Taula 3.2. Valors de freqüència cardíaca en diferents edats i condicions. [Font: <https://goo.gl/1aLnYw>]

Derivacions

Actualment es disposa d'un sistema de 12 derivacions, les quals permeten observar l'activitat elèctrica del cor des de 12 posicions diferents. Les derivacions es classifiquen en tres grups: bipolars, unipolars i precordials.

Les derivacions bipolars enregistren la diferència de potencial entre les extremitats del cos mitjançant tres derivacions que formen un sistema triaxial anomenat triangle de Einthoven. Es poden observar aquestes derivacions a la figura adjunta tot seguit.

- DI → Braç esquerre (LA) i braç dret (RA)
- DII → Peu esquerre (LF) i braç dret (RA)
- DIII → Peu esquerre (LF) i braç esquerre (LA)

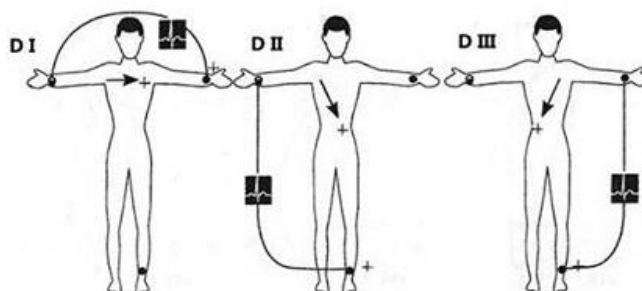


Figura 3.6. Ubicació dels elèctrodes per mesurar derivacions bipolars. [Font: <https://goo.gl/XyqKAT>]

D'altra banda, les derivacions unipolars formen el pla frontal i s'anomenen augmentades degut a que mesuren els potencials absoluts del braç dret (aVR), braç esquerre (aVL) i peu esquerre (aVF).

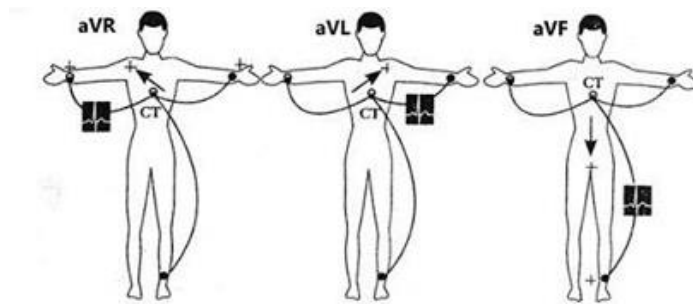


Figura 3.7. Ubicació dels elèctrodes per mesurar derivacions unipolars en pla frontal. [Font: <https://goo.gl/XyqKAT>]

Per últim, les derivacions precordials o de pla horitzontal són sis i es localitzen en el pla transversal. Aquestes són derivacions unipolars i els elèctrodes precordials mesuren el potencial absolut en la zona on estan posicionats. Es poden observar les ubicacions d'aquests elèctrodes a la imatge mostrada a continuació:

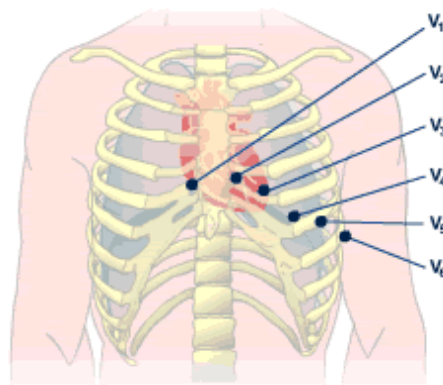


Figura 3.8. Ubicació dels elèctrodes per mesurar derivacions precordials. [Font: <https://goo.gl/JQxxLY>]

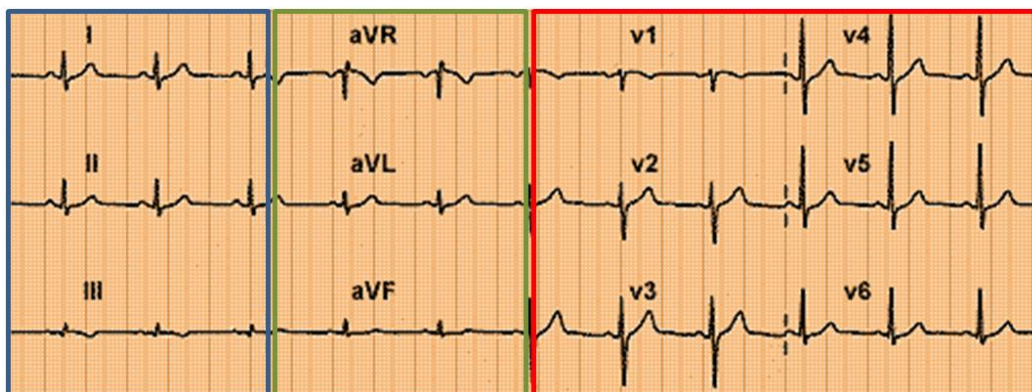


Figura 3.9. Exemple de registre ECG mitjançant derivació bipolar (requadre blau), derivació unipolar (requadre verd) i derivació precordial (requadre vermell). [Font: <https://goo.gl/brd9cf>]

3.3.2. Flux respiratori

3.3.2.1. Descripció i paràmetres

El flux respiratori es pot representar com una funció de la resistència de les vies aèries i el gradient de pressions, on cal tenir en compte que la resistència del flux respiratori depèn del diàmetre intern de les vies aèries i dels volums pulmonars. A continuació es mostren les equacions que descriuen aquesta representació.

$$\text{Flux respiratori} = \frac{\Delta P}{R_v} \quad (\text{Eq. 3.2})$$

On ΔP correspon al gradient de pressió i R_v a la resistència de les vies.

$$R_v = \frac{\Delta P}{\dot{V}} \quad (\text{Eq. 3.3})$$

On ΔP indica la diferència de pressions entre la boca i els alvèols i \dot{V} la velocitat del flux aeri.

El senyal de flux respiratori és el resultat de la convergència de fluxos d'aire a diferents nivells de ramificació de les vies respiratòries. Aquest senyal es sol representar com una variable de flux o volum respecte el temps. En el cas de la representació a partir del flux, s'observa que el senyal oscil·la al llarg del temps creuant per l'eix horitzontal del zero creant així un senyal de valors positius i negatius. Generalment, l'oscil·lació amb valors de flux positius es relaciona amb la inspiració. D'altra banda, aquelles oscil·lacions amb valors de flux negatius es solen relacionar amb les expiracions. En addició, la suma dels intervals temporals de les inspiracions i les expiracions correspon al temps total d'un cicle respiratori, el qual sol tenir una durada d'aproximadament 4 segons. A la figura adjunta tot seguit, es pot observar la forma del senyal de flux respiratori i les diferents oscil·lacions i intervals comentats.

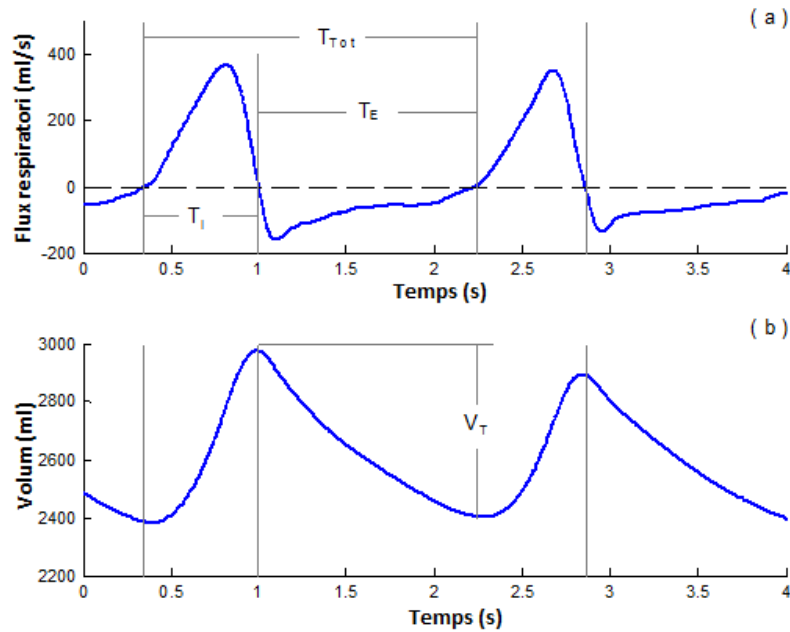


Figura 3.10. Representació gràfica dels temps inspiratoris (T_I), expiratoris (T_E) i totals (T_{Tot}), i del volum total (V_T) d'un senyal de flux respiratori.

A més a més, a partir d'aquests intervals és possible calcular la freqüència respiratòria, la qual adopta un valor aproximat de 12 a 16 cicles respiratoris per minut en un subjecte sa. Tot seguit es presenta l'equació amb el càlcul que proporciona aquesta freqüència.

$$FR = \frac{60}{t_{tot}} \quad (\text{Eq. 3.4})$$

On FR és la freqüència respiratòria expressada en respiracions per minut (rpm) i t_{tot} correspon a l'interval de temps total d'un cicle respiratori.

En el cas que el senyal es representi a partir del volum i no del flux respiratori, la representació gràfica d'aquest seria la que es mostra en la imatge adjunta tot seguit, on s'hi inclouen també els diferents paràmetres que es poden obtenir.

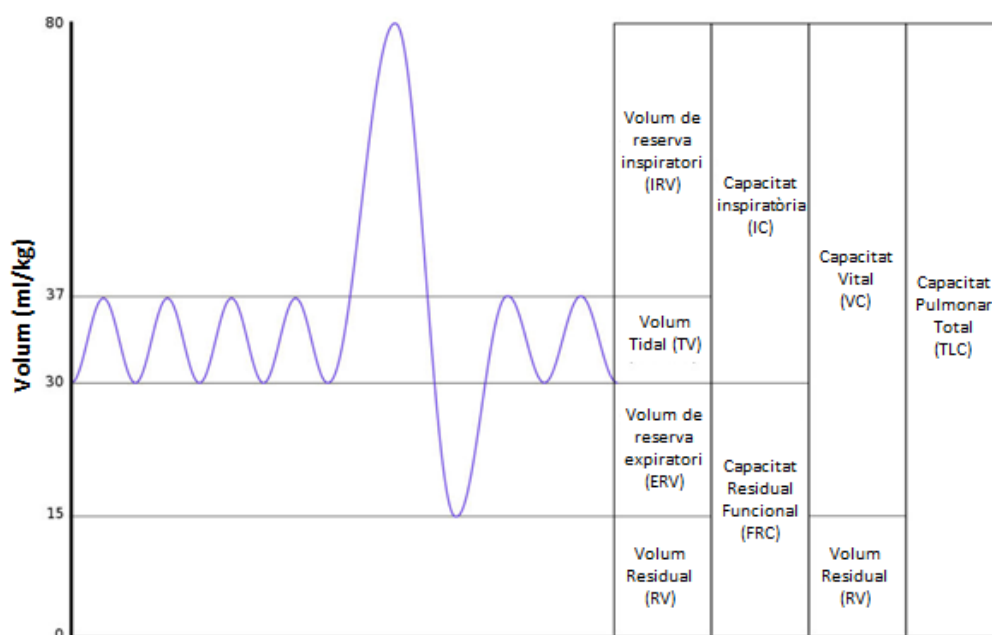


Figura 3.11. Paràmetres d'un senyal de volum respiratori. [Font: <https://goo.gl/uspdm5>]

3.3.2.2. Mètodes de mesura

L'obtenció de mesures de la funció pulmonar es pot obtenir mitjançant diferents mètodes. La majoria d'aquests tenen en comú la utilització d'un dispositiu que conté un sensor de flux gasós capaç de mesurar el flux respiratori, a diferència d'altres sensors que només mesuren el volum.

A continuació es procedeix a realitzar una breu descripció de dos mètodes àmpliament utilitzats per mesurar aquest senyal: la pneumotacografia i la pletismografia toràctica.

La pneumotacografia és un dels mètodes més utilitzats pel registre del senyal de flux respiratori. El principi de funcionament del pneumotacògraf, es basa en el fet que quan l'aire circula a través d'un orifici es produeix una pressió diferencial proporcional al flux. Aquesta pressió diferencial es genera per la presència d'una resistència pneumàtica en el filtre del dispositiu que és analitzada per un transductor de pressió o processador permetent obtenir el flux respiratori.

D'altra banda, la pletismografia s'utilitza per mesurar la quantitat d'aire que es pot retenir en els pulmons. Aquest sistema té com a objectiu mesurar les variacions de volum que manifesta tant el tòrax com l'abdomen de forma no invasiva durant el cicle respiratori de la persona sota examen.

El principi de funcionament es basa en un oscil·lador format per un condensador i un inductor. Mentre els valors d'aquests siguin fixos, la freqüència també ho és. Aprofitant aquest principi, es fixa

el valor del condensador i s'envolta el tòrax i l'abdomen amb una faixa elàstica, la qual allotja l'inductor.

Durant els cicles respiratoris, el tòrax i l'abdomen varien el seu volum modificant el valor de la inductància i conseqüentment la freqüència. Aquesta variació de freqüència és convertida a voltatge mitjançant un convertidor, permetent obtenir un senyal elèctric que pot ser visualitzat o graficat amb els equips apropiats.



Figura 3.12. Prova de pneumotacografia (esquerra) i prova de pletismografia toràctica (dreta). [Font: <https://goo.gl/6VecN8> i <https://goo.gl/Wb5bvW>]

4. Marc experimental

4.1. Base de dades

L'estudi s'ha dut a terme per una mostra de població que consisteix en un grup de 44 subjectes format per 26 homes i 18 dones, amb un rang d'edat que comprèn des dels 21 fins als 44 anys. En cap d'aquests subjectes s'ha trobat constància de malalties cardiorrespiratòries en el seu historial, tot i que vuit d'aquests són fumadors.

Les adquisicions es van dur a terme a l'*Institut de Bioenginyeria de Catalunya* (IBEC), en condicions de repòs estandarditzades (mateixa ubicació i ambient tranquil), mitjançant equipament de BIOPAC Systems Inc. MP150. Es van enregistrar ambdós senyals durant 30 minuts en posició supí i, després de 5 minuts de repòs, es va continuar el registre dels senyals durant 15 minuts amb el subjecte assegut. En addició, el senyal electrocardiogràfic es va enregistrar considerant tres derivacions (*Lead I*, *Lead II* i *Lead III*) a una freqüència de 500 Hz i el flux respiratori es va obtenir emprant un pneumotacògraf. La figura 4.1 mostra un exemple dels senyals adquirits:

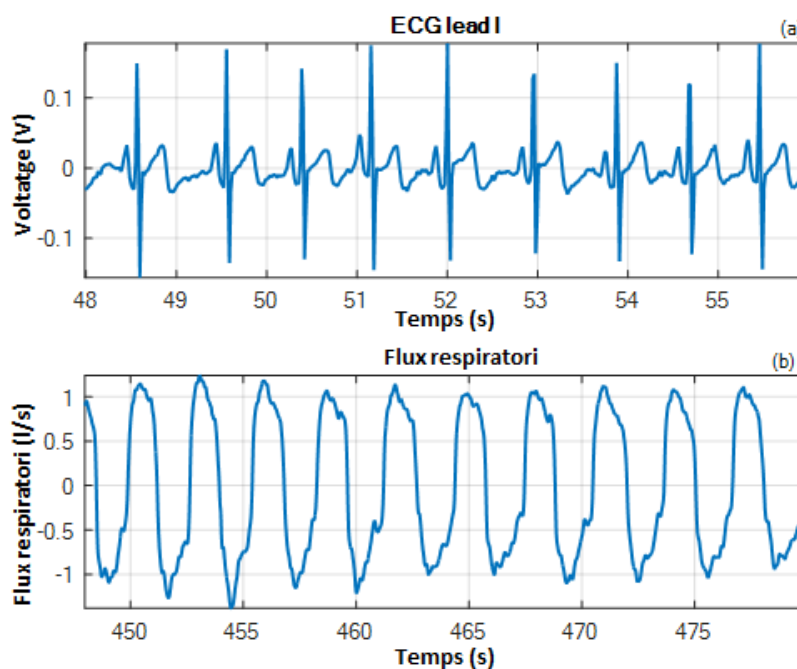


Figura 4.1. Exemple de senyals ECG i flux respiratoris adquirits.

La taula mostrada a continuació conté les dades antropomètriques de la població estudiada.

	N	Edat (anys)	Alçada (cm)	Pes (kg)	Fumador	Cintura (cm)	Maluc (cm)
Tots	44	27,0±4,5	171,5±10,5	68,0±14,3	8	82,8±10,9	96,5±9,3
Homes	26	27,2±5,4	178,7±6,4	77,6±8,8	7	88,8±7,1	100,3±7,4
Dones	18	26,7±2,8	161,1±5,5	54,3±8,1	1	74,3±9,6	90,9±8,8

Taula 4.1. Mitjana \pm Desviació estàndard de les mesures obtingudes de tota la població, i per grups en funció del sexe.

4.2. Metodologia

Per realitzar l'estudi de la interacció entre els dos senyals enregistrats s'han seguit els passos mostrats en el diagrama de blocs següent. Un cop obtingudes les mesures dels senyals electrocardiogràfics i de flux respiratori, es procedeix a extreure'n les característiques temporals i freqüencials per cadascun dels subjectes. En apartats posteriors s'especificarà la metodologia emprada per a l'obtenció de cadascuna d'aquestes. Un cop obtinguts aquests paràmetres, es realitzarà un estudi estadístic per determinar quins d'ells són els més significatius, així com també es durà a terme un anàlisi comparatiu del comportament d'ambdós senyals en les diferents posicions enregistrades.

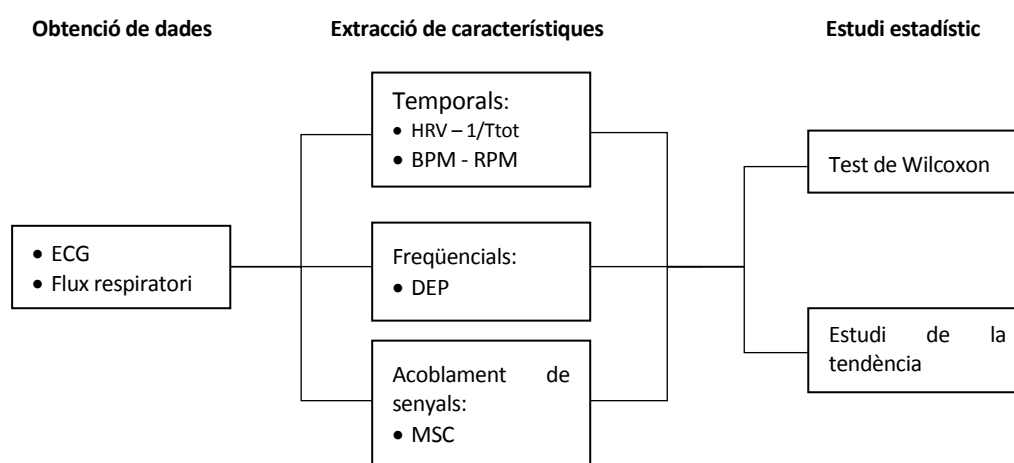


Figura 4.2. Diagrama de blocs dels principals passos a seguir per la obtenció dels resultats.

Per l'extracció de paràmetres s'han dissenyat diversos algorismes que permeten processar el senyal d'interès en diferents etapes, obtenint així les variables necessàries per extreure els resultats finals. En aquesta secció es presenten cadascun dels codis dissenyats per cada registre, així com també la representació gràfica de les variables obtingudes a partir d'aquests. A l'annex A.1 d'aquest document es troben adjunts tots els algorismes utilitzats.

4.2.1. Càlcul de la sèrie RR

La informació a extreure del senyal ECG amb més rellevància per aquest estudi és la variabilitat del ritme cardíac (HRV). Aquesta descriu el fenomen fisiològic de la variació en l'interval de temps entre batecs cardíacs (sèrie RR), i és mesurada a partir de la variació dels intervals temporals entre dos complexos QRS successius. Així doncs, en primer lloc serà indispensable detectar la posició d'aquests complexos en el senyal enregistrat de cada pacient per posteriorment, calcular-ne el valor i procedir a l'extracció de paràmetres subjectes a estudi.

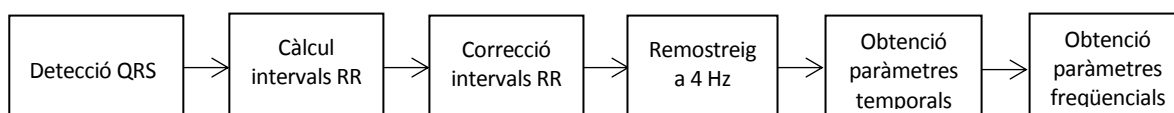


Figura 4.3. Diagrama de blocs per l'obtenció de característiques dels intervals RR.

4.2.1.1. Detecció dels pics R

Amb l'objectiu d'extreure les característiques principals dels intervals RR, s'han dut a terme una seqüència passos pels quals s'han dissenyat diversos algorismes, així com també s'ha fet ús d'una biblioteca de software lliure àmpliament utilitzada en estudis de processat de senyals biomèdics: el *BioSig*. L'objectiu d'aquesta eina és fomentar la recerca en processos de senyalització biomèdica mitjançant eines informàtiques de codi obert per a diferents aplicacions. *BioSig*^[3] s'encarrega d'això proporcionant solucions per a l'adquisició de dades, processament d'artefactes, control de qualitat, extracció de funcions, classificació, modelització, visualització de dades, etc. Tot el contingut d'aquest projecte està lliurement disponible sota la Llicència pública general de GNU i és apte per diversos entorns i llenguatges de programació numèric, entre ells el *Matlab*, que és el que s'utilitza durant tot el desenvolupament d'aquest projecte. Tot seguit es descriuran els recursos emprats.

Cal tenir en compte que els procediments descrits a continuació s'han dut a terme tant pels senyals obtinguts dels subjectes en posició supí, com pels senyals resultants de l'estudi amb els mateixos subjectes asseguts.

Adjunt a continuació es mostra un diagrama de blocs amb els passos a seguir per a l'obtenció d'aquestes posicions:

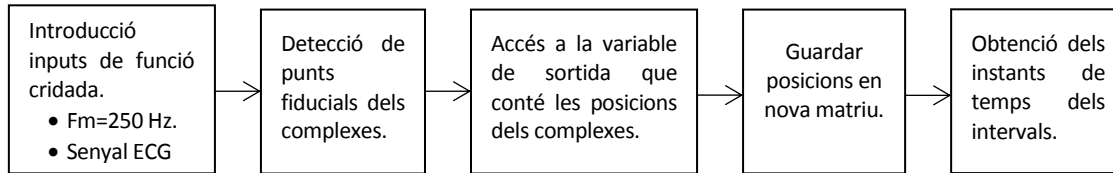


Figura 4.4. Diagrama de blocs per realitzar la detecció dels pics R.

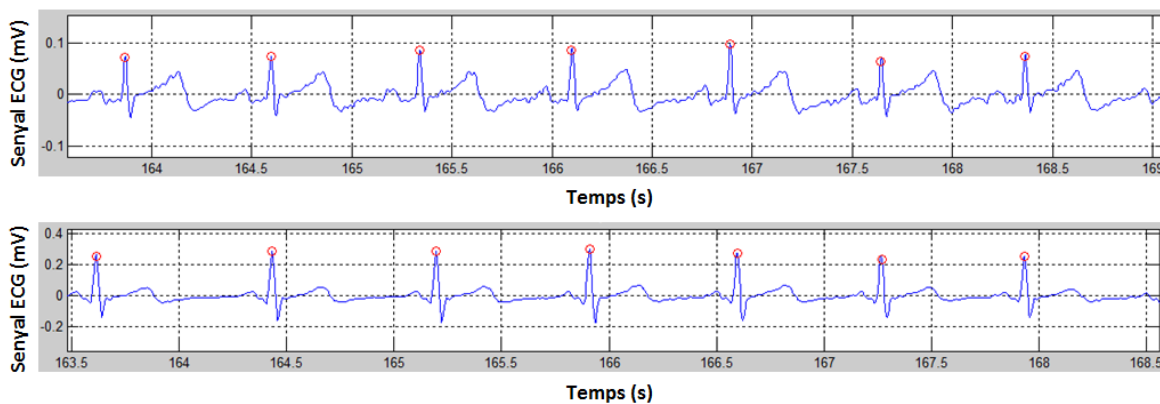


Figura 4.5. Fragments d'exemple de deteccions de complexos QRS obtinguts en posició supí (superior) i assegut (inferior) emprant el software lliure Biosig.

Donat que la funció utilitzada en el pas anterior únicament proporciona la posició del pic detectat i no l'instant en el que succeeix, s'ha dissenyat un algorisme que permet obtenir una nova matriu amb aquests instants per cadascun dels 44 subjectes estudiats en cada posició.

Aquest algorisme recorre la matriu de posicions de cada subjecte obtinguda en la secció anterior i n'obté l'instant de temps en el que hi ha presència de complex segons la següent equació:

$$t(i)=R(i)/Fs \quad (\text{Eq. 4.1})$$

On $t(i)$ és l'instant de temps en el que hi ha complex, $R(i)$ és la posició o mostra d'aquest i Fs és la freqüència de mostreig.

D'aquesta manera, s'acaba obtenint una nova matriu amb les mateixes dimensions que la matriu de posicions, la qual conté tots els instants en els que hi ha presència de complex QRS.

4.2.1.2. Càlcul dels intervals RR

L'obtenció dels intervals RR s'ha dut a terme mitjançant el senzill càlcul mostrat a continuació:

$$RR(i) = tR(i) - tR(i-1) \quad (\text{Eq. 4.2})$$

On $RR(i)$ correspon a la duració de l'interval RR, $tR(i)$ correspon a l'instant de temps en el que hi ha un complex i $tR(i-1)$ l'instant de temps anterior a aquest últim.

4.2.1.3. Correcció dels intervals RR

Tot seguit es mostra un diagrama de blocs amb els diferents passos que s'han dut a terme en aquesta secció:

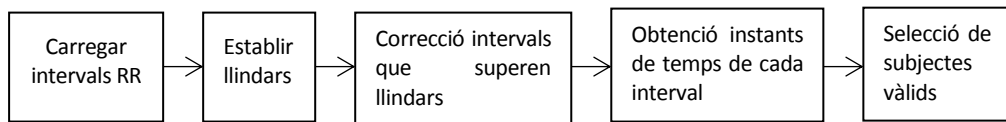


Figura 4.6. Diagrama de blocs amb els passos realitzats per la correcció d'intervals RR.

Per establir els llindars s'ha considerat la mitjana i la desviació estàndard dels intervals i s'han realitzat els càlculs indicats en les següents equacions per determinar els seus valors.

$$\text{llindar superior} = \bar{X} + (3 \times \sigma) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n RR(i) + 3 \times \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (RR(i) - \bar{RR})^2} \quad (\text{Eq. 4.3})$$

$$\text{llindar inferior} = \bar{X} - (3 \times \sigma) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n RR(i) - 3 \times \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (RR(i) - \bar{RR})^2} \quad (\text{Eq. 4.4})$$

On \bar{X} és la mitjana dels intervals RR, σ la desviació estàndard, $RR(i)$ la duració de cada interval i \bar{RR} la mitjana dels intervals de cada subjecte.

A més a més, s'indica tot seguit el criteri de substitució considerat per aquells intervals que sobresurten dels llindars establerts prèviament. Com s'observa, s'adjudica a l'interval que cal corregir el valor resultant de la mitjana de les seves set mostres anteriors.

$$RR(i) = \frac{1}{n} \sum_{i=i-8}^{i-1} RR(i) \quad (\text{Eq. 4.5})$$

On $RR(i)$ és l'interval entre dos batecs.

Per últim, es mostra seguidament l'operació utilitzada per obtenir els instants de temps corresponents a cada interval RR calculat.

$$t_{RR}(i)=t(i+1) \quad (\text{Eq. 4.6})$$

On t_{RR} és l'instant de temps corresponent a l'interval RR, i t és l'instant de temps en el que hi ha complex.

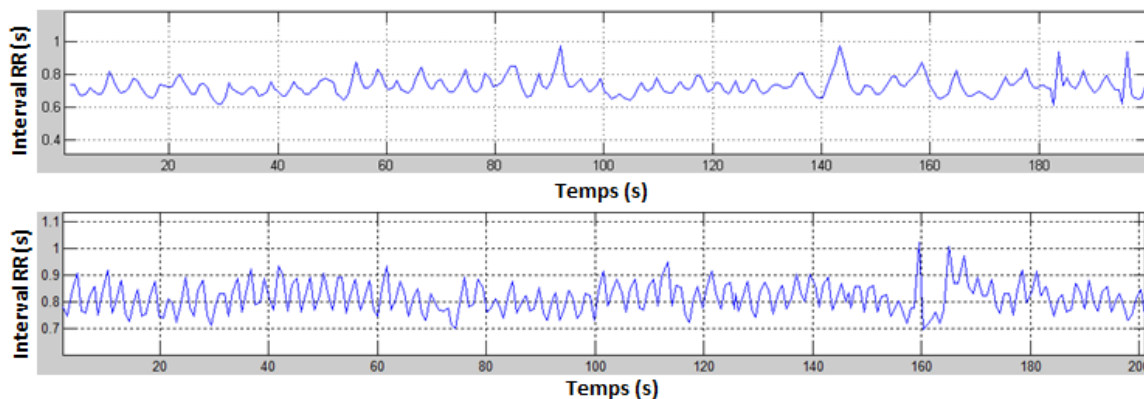


Figura 4.7. Fragments d'exemple d'interval RR corregits d'un subjecte en posició supí (superior) i assegut (inferior).

4.2.1.4. Remostreig dels intervals RR

Amb la finalitat d'obtenir un senyal amb les mostres equidistants per poder dur a terme els posteriors càlculs, és indispensable realitzar un remostreig del senyal. Considerant la literatura, les freqüències de mostreig habitualment emprades en estudis que treballen amb intervals RR són de 2Hz o 4Hz. Per aquest cas en concret, s'ha decidit emprar una freqüència de mostreig de 4 Hz, és a dir, s'obté una mostra cada 0,25 segons.

A continuació s'indica en un diagrama de blocs la seqüència de passos que s'ha dut a terme pel remostreig del senyal.

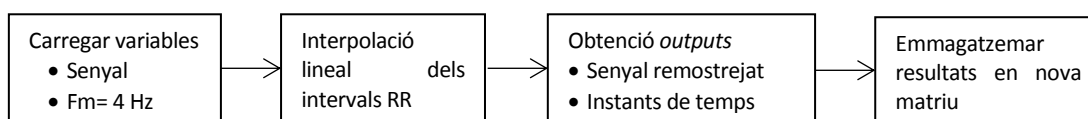


Figura 4.8. Diagrama de blocs amb els passos a seguir pel remostreig del senyal.

4.2.2. Càlcul de la sèrie Ttot

La informació que es vol extreure del senyal de flux respiratori per realitzar aquest estudi comparatiu, és la variabilitat de la freqüència respiratòria. De manera anàloga a la variabilitat del ritme cardíac en el cas del senyal ECG, en aquesta ocasió es vol mesurar la variació entre els intervals de temps corresponents a un cycle respiratori. Per fer-ho, cal obtenir primerament el valor dels intervals de temps total que corresponen a la duració d'un cycle respiratori. A continuació s'adjunta un diagrama de blocs on es mostren els diferents passos a seguir per tal d'obtenir totes les característiques necessàries per la realització d'aquest estudi.

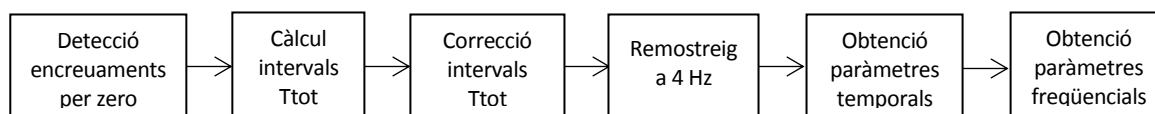


Figura 4.9. Diagrama de blocs per l'obtenció de característiques dels intervals Ttot.

4.2.2.1. Detecció dels encreuaments per zero

Tal i com s'ha comentat en el marc teòric d'aquest projecte, el temps total d'un cycle respiratori correspon a la suma de la duració del cycle inspiratori i la del cycle expiratori. Així doncs, per poder obtenir les duracions d'un cycle respiratori complet serà necessari detectar, en primer lloc, els encreuaments del senyal per zero per després, calcular-ne els intervals inspiratoris i expiratoris dels quals s'obtindran els intervals Ttot.

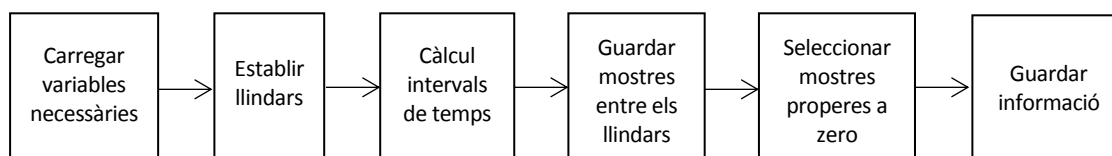


Figura 4.10. Diagrama de blocs per la detecció d'encreuaments per zero.

A continuació es mostra el senzill càlcul emprat per l'obtenció dels intervals de temps:

$$tt(i) = t_c(i) - t_c(i-1) \quad (\text{Eq. 4.7})$$

On t_c és l'instant d'encreuament del senyal per zero i tt l'interval calculat.

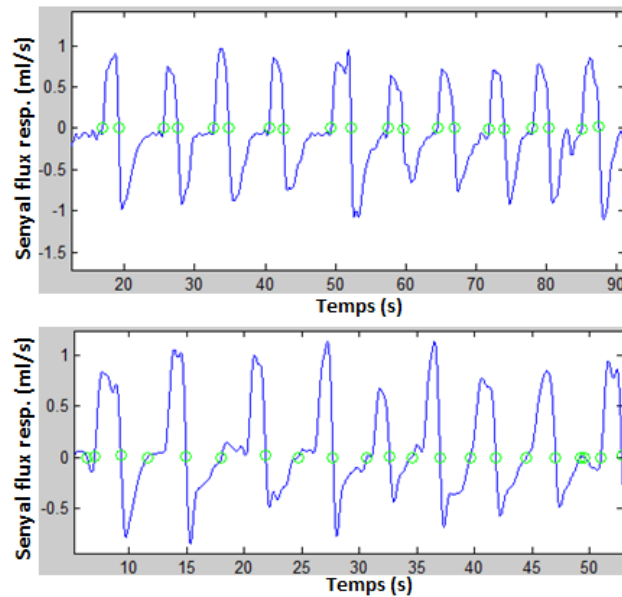


Figura 4.11. Fragments d'exemple de les deteccions d'encreuaments per zero del senyal de flux respiratori d'un subjecte en posició supí (superior) i assegut (inferior).

4.2.2.2. Càlcul dels intervals T_{tot}

Per l'obtenció de les duracions dels intervals T_{tot} i els seus corresponents instants d'inici, s'ha realitzat la seqüència de passos indicada tot seguit.

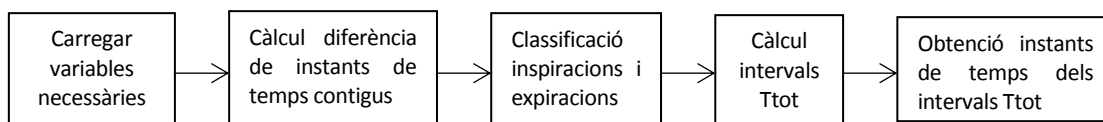


Figura 4.12. Diagrama de blocs per l'obtenció dels intervals T_{tot} i els seus instants de temps corresponents.

A continuació, es presenta l'equació utilitzada per obtenir les duracions dels intervals de temps total.

$$T_{tot}(i) = T_{ins}(i) - T_{exp}(i) \quad (\text{Eq. 4.8})$$

On T_{tot} és l'interval de temps corresponent a un cicle respiratori, T_{ins} és un interval inspiratori i T_{exp} un interval expiratori.

A més a més, cal comentar que per guardar els instants de temps en els que s'inicia cada interval T_{tot} , s'ha considerat la fórmula expressada seguidament.

$$t_{TOT}(i) = t_{INS}(i) \quad (\text{Eq. 4.9})$$

On t_{TOT} és l'instant de temps corresponent a l'interval Ttot i t_{INS} és l'instant de temps en el que s'inicia la inspiració.

4.2.2.3. Correcció dels intervals Ttot

Tot seguit es mostra un diagrama de blocs amb els diferents passos que s'han dut a terme per la correcció d'intervals Ttot que, com es pot observar, és un procés similar al realitzat en la sèrie RR.

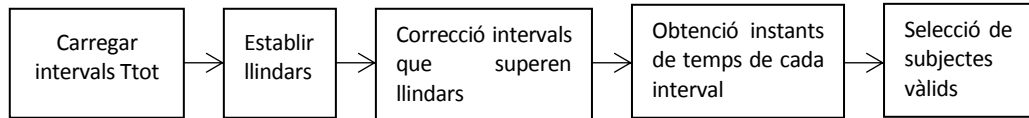


Figura 4.13. Diagrama de blocs amb els passos realitzats per la correcció d'intervals Ttot.

De la mateixa manera que en el cas de la sèrie RR, per establir els llindars s'ha considerat la mitjana i la desviació estàndard dels intervals i s'han realitzat els càlculs indicats en les següents equacions:

$$lindar superior = \bar{X} + (3 \times \sigma) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n Ttot(i) + 3 \times \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (Ttot(i) - \bar{Ttot})^2} \quad (\text{Eq. 4.10})$$

$$llindar inferior = \bar{X} - (2 \times \sigma) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n Ttot(i) - 2 \times \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (Ttot(i) - \bar{Ttot})^2} \quad (\text{Eq. 4.11})$$

On \bar{X} és la mitjana dels intervals Ttot, σ la desviació estàndard, $Ttot(i)$ la duració de cada interval i \bar{Ttot} la mitjana dels intervals de cada subjecte.

En aquesta ocasió, el criteri emprat per realitzar les substitucions dels intervals que cal corregir és el que es mostra tot seguit. En aquest, s'adjudica a l'interval Ttot el valor resultant de la mitjana de les seves cinc mostres anteriors.

$$Ttot(i) = \frac{1}{n} \sum_{i=i-6}^{i-1} Ttot(i) \quad (\text{Eq. 4.12})$$

On $Ttot(i)$ és l'interval de temps corresponent a un cicle respiratori.

Per últim, es mostra seguidament l'operació utilitzada per obtenir els instants de temps corresponents a cada interval Ttot calculat.

$$t_{Ttot}(i)=t(i+1) \quad (\text{Eq. 4.13})$$

On t_{Ttot} és l'instant de temps corresponent a l'interval T_{tot} , i t és l'instant de temps en el que s'inicia el cicle respiratori.

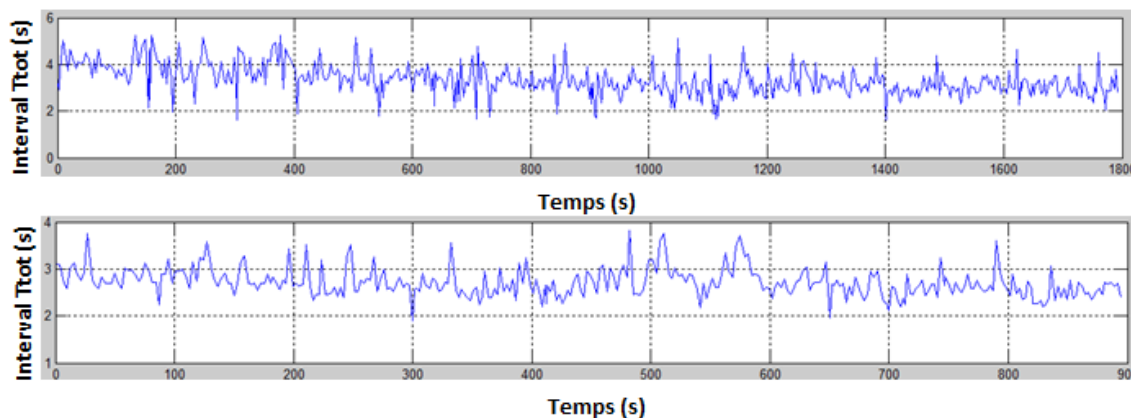


Figura 4.14. Fragments d'exemple d'interval T_{tot} corregits d'un subjecte en posició supí (superior) i assegut (inferior).

4.2.2.4. Remostreig dels intervals T_{tot}

Tal i com s'ha explicat prèviament a l'apartat de remostreig dels intervals RR, amb la finalitat d'obtenir un senyal amb les mostres equidistants per poder dur a terme els posteriors càlculs, s'ha realitzat un remostreig mitjançant interpolacions lineals a una freqüència de 4 Hz.

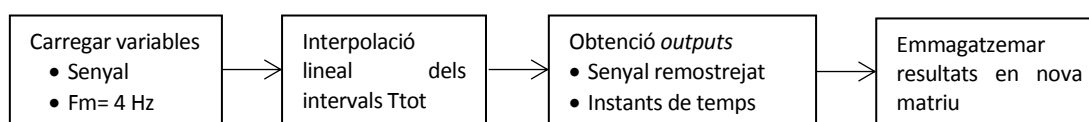


Figura 4.15. Diagrama de blocs amb els passos a seguir pel remostreig del senyal.

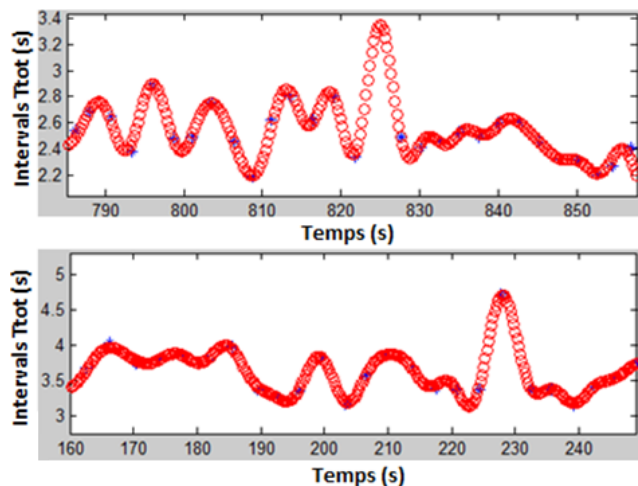


Figura 4.16. Fragments d'exemple de la superposició dels intervals Ttot sense remostrejar en blau, amb els nous intervals remostrejats a 4 Hz en vermell d'un subjecte en posició supí (superior) i assegut (inferior).

4.2.3. Extracció de paràmetres temporals

Els paràmetres temporals d'interès per aquest estudi són els indicats a la taula 4.2. Aquests s'han obtingut tant per la sèrie RR com per la sèrie Ttot.

Paràmetre	Descripció	Fórmula
Mitjana (\bar{x})	Paràmetre associat a un conjunt de dades numèriques que s'obté sumant els valors de totes les dades i dividint-lo pel nombre d'elements del conjunt.	$\bar{X} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x(i)$ Eq.4.14. Mitjana aritmètica
Desviació (σ)	Mesura de variabilitat que indica quanta variació hi ha respecte la mitjana.	$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x(i) - \bar{x})^2}$ Eq.4.15. Desviació típica
Curtosi (k)	Mesura de la forma i del grau d'apuntament o aplanament d'una distribució de probabilitat.	$k = \frac{n \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^4}{\left(\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \right)^2} - 3$ Eq.4.16. Curtosi
Amplitud interquartílica (IQR)	Mesura de dispersió estadística igual a la diferència entre el 75è i el 25è percentils.	$IQR = Q_3 - Q_1$ Eq.4.17. Amplitud interquartílica
Asimetria o Skewness (s_k)	Mesura de la simetria d'una distribució de probabilitat d'una variable aleatòria de valors reals, a un costat i altre la mitjana.	$s_k = \frac{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^3}{\sigma^3}$ Eq.4.18. Asimetria
Coeficient de variació (Cv)	Paràmetre estadístic que mesura la dispersió d'una mostra o població estadística.	$CV = \frac{\sigma}{ \bar{x} }$ Eq.4.19. Coeficient de variació

Taula 4.2. Descripció dels paràmetres temporals extrets de les sèries RR i Ttot.

4.2.4. Estimació de la densitat espectral de potència

A continuació s'indica la seqüència de passos duts a terme pel càlcul de la densitat espectral de potència:

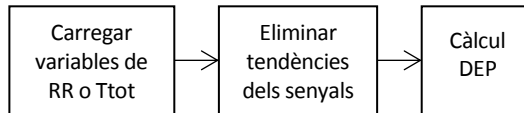


Figura 4.17. Diagrama de blocs amb la seqüència de passos a realitzar per l'obtenció de la densitat espectral de potència.

La densitat espectral de potència és una funció matemàtica que proporciona informació de la distribució de potència d'un senyal sobre les diferents freqüències que el formen. Un senyal $x(t)$ està definit en potència si la seva potència mitjana és finita i, per tant, la seva energia infinita.

Aquesta funció es calcula emprant el Teorema de Wiener-Khinchin, el qual relaciona aquesta funció amb la transformada de Fourier (TF) de la funció d'autocorrelació (R_{xx}).

$$S_{xx}(f) = TF\{R_{xx}(\tau)\} = \int_{-\infty}^{\infty} R_{xx}(\tau) e^{-2\pi i f \tau} d\tau \quad (\text{Eq. 4.20})$$

Per obtenir el valor de la potència total del senyal $x(t)$, caldrà calcular la integral de la funció $S_{xx}(f)$ en tot l'eix de freqüències f .

$$P = \int_{-\infty}^{\infty} S_{xx}(f) df \quad (\text{Eq. 4.21})$$

Per estimar la densitat espectral de potència existeixen dos tipus de tècniques: les no paramètriques i les paramètriques. Les primeres es basen en l'estimació de la seqüència d'autocorrelació d'un procés aleatori a partir d'un conjunt de dades, i posteriorment s'aplica la transformada de Fourier per obtenir una estimació del espectre. Els estimadors no paramètrics més importants són els basats en el periodograma.

D'altra banda, els mètodes paramètrics utilitzen un enfocament diferent de l'estimació espectral; en lloc d'intentar estimar la DEP directament a partir de les dades, les modelen com a sortida d'un sistema lineal impulsat per soroll blanc, i després n'intenten estimar els seus paràmetres. En aquest cas, s'ha decidit realitzar el càlcul de la DEP emprant un mètode paramètric, el model autoregressiu d'ordre p ($AR(p)$), ja que proporciona millor resolució freqüencial que els mètodes no paramètrics. Seguint les recomanacions de l'article *Task Force*^[4] s'ha establert que aquest ordre sigui de 12. Aquest model és una representació en què la variable de sortida depèn linealment dels seus propis valors anteriors.

Tot seguit es presenta la fórmula que representa aquest model:

$$x_t = c + \sum_{i=1}^p \varphi_i x_{t-i} + \varepsilon_t \quad (\text{Eq. 4.22})$$

On c és una constant, φ_i els paràmetres del model estimats mitjançant el mètode de covariància, x_t el senyal i ε_t el soroll blanc.

Per últim, cal comentar que aquest procés s'ha aplicat tant a la sèrie RR com a la sèrie Ttot.

4.2.5. Estimació de la coherència

Amb la finalitat de realitzar un estudi comparatiu entre els dos senyals, s'ha realitzat un acoblament d'aquests seguint els passos indicats en l'esquema que s'adjunta a continuació.

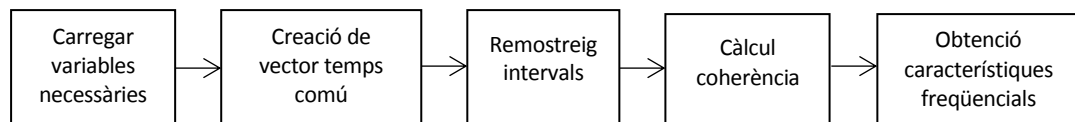


Figura 4.18. Diagrama de blocs amb els passos realitzats per l'obtenció de característiques de l'acoblament dels senyals.

4.2.5.1. Remostreig intervals RR i Ttot amb vector temps comú

Per poder obtenir informació sobre la coherència i per tant, la relació entre els valors d'intervals entre batecs i intervals de temps total d'un cicle respiratori, és necessari que aquestes dues variables tinguin la mateixa mida per poder comparar-les i aplicar la funció corresponent de manera correcta. Per fer-ho, cal crear un únic vector de temps amb el que s'interpolen els dos senyals d'intervals originals per poder aplicar la funció de coherència. Tot seguit es mostra un diagrama de blocs indicant els passos a seguir:

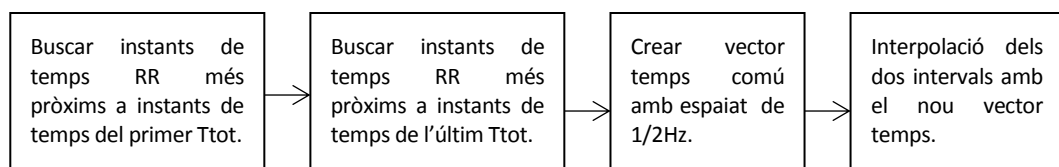


Figura 4.19. Diagrama de blocs amb la seqüència de passos a realitzar pel remostreig dels intervals RR i Ttot amb un vector temps comú.

4.2.5.2. Càlcul de la coherència

A continuació s'indica la seqüència de passos duts a terme pel càlcul de la coherència entre els intervals RR i els intervals Ttot:

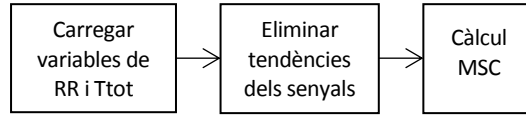


Figura 4.20. Diagrama de blocs amb la seqüència de passos a realitzar per l'obtenció de la coherència.

Amb l'objectiu de poder examinar la relació entre dos *senyals* $x(t)$ i $y(t)$, s'ha dut a terme el càlcul de la coherència espectral. Aquesta es sol utilitzar per calcular la transferència de potència entre l'entrada i la sortida d'un sistema lineal i és una funció de valor real definida per la fórmula següent:

$$C_{xy}(f) = \frac{|G_{xy}(f)|^2}{G_{xx}(f)G_{yy}(f)} \quad (\text{Eq. 4.23})$$

On $G_{xy}(f)$ és la densitat espectral transversal entre x i y , i $G_{xx}(f)$ i $G_{yy}(f)$ la densitat auto-espectral de x i y respectivament. La magnitud de la densitat espectral es denota com $|G|$.

Els valors de coherència sempre oscil·len entre 0 i 1 ($0 \leq C_{xy} \leq 1$), sent la coherència amb valor igual a la unitat la màxima relació entre ambdós senyals, i relació nul·la en el cas de coherències amb valor igual a zero.

En aquesta ocasió, s'ha realitzat l'estimació de coherència mitjançant un mètode paramètric basat en el periodograma de Welch, definit per les equacions descrites en el llibre *Tratamiento Digital de Señales*^[5] mostrades a continuació:

$$G_{xx}(f) \cong \frac{1}{LMU} \sum_{i=0}^{L-1} \left| \sum_{n=0}^{M-1} x(n + iD)w(n)e^{-j2\pi fn} \right|^2 \quad (\text{Eq. 4.24})$$

$$G_{xy}(f) \cong \frac{1}{LMU} \sum_{i=0}^{L-1} \left(\sum_{n=0}^{M-1} x(n + iD)w(n)e^{-j2\pi fn} \right) \cdot \left(\sum_{n=0}^{M-1} y(n + iD)w(n)e^{-j2\pi fn} \right) \quad (\text{Eq. 4.25})$$

On $x(n)$ correspon a la funció d'autocorrelació de cada senyal, L el nombre de segments, M la longitud d'aquests, D el solapament entre els segments i $w(n)$ el tipus de finestra.

En aquest cas, s'ha utilitzat una finestra *Hamming* de $M=512$ mostres amb un solapament del 50% sent $D=256$ mostres.

$$U = \frac{1}{M} \sum_{n=0}^{M-1} w^2(n) \quad (\text{Eq. 4.26})$$

On U és el factor de normalització associat al tipus de finestra emprada.

4.2.6. Extracció de paràmetres freqüencials

En el següent diagrama de blocs s'indiquen els passos a seguir per obtenir els paràmetres de freqüència més rellevants de la densitat espectral de potència i la coherència de les dues series estudiades.

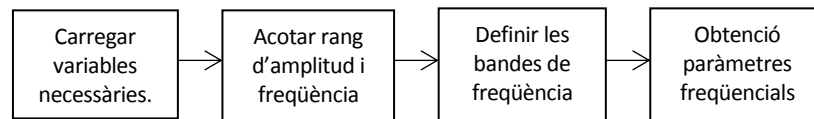


Figura 4.21. Diagrama de blocs amb la seqüència de passos a realitzar per l'obtenció dels paràmetres freqüencials d'interès.

El valor del llindar d'amplitud mínim establert correspon al 1% del valor del pic màxim de potència tal i com s'indica en la següent equació:

$$\text{llindar amplitud} = 0,01 \times P_{m\grave{a}x} \quad (\text{Eq. 4.27})$$

On $P_{m\grave{a}x}$ és el valor màxim de potència.

Cal mencionar també que s'han obtingut les potències calculant l'àrea sota la corba de la DEP i de la MSC, per les bandes freqüencials que corresponen o per el total d'aquestes mitjançant la integració numèrica trapezoïdal representada gràficament i en forma d'equació a continuació.

$$P(x) = \int_a^b f(x)dx \sim \frac{b-a}{n} \left[\frac{f(a) + f(b)}{2} + \sum_{i=1}^{n-1} f\left(a + i \frac{b-a}{n}\right) \right] \quad (\text{Eq. 4.28})$$

On f és la funció del gràfic, a és la primera mostra de l'interval de l'eix x que es considera, b l'última mostra d'aquest interval i n el nombre de trapezis utilitzats.

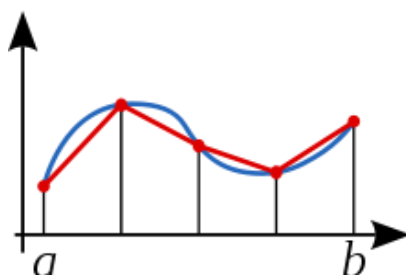


Figura 4.22. Representació gràfica de la integració numèrica trapezoïdal.

En les taules adjuntes a continuació s'hi troben detallats els paràmetres freqüencials extrets de la sèrie RR i el càlcul de coherència, així com també de la sèrie Ttot:

Sèrie RR i MSC		
Paràmetre	Descripció	Unitats
Pic de potència (pp)	Valor màxim de la DEP.	s^2/Hz
Freqüència del pic (fp)	Freqüència en el pp.	Hz
Freqüència mitjana (fm)	Valor mitjà de totes les freqüències.	Hz
Freqüència central (fc)	Freqüència en la posició central de tot el rang de freqüències. També anomenada freqüència mediana.	Hz
Àrea en el rang VLF (A_{VLF})	Àrea sota la corba entre el rang de freqüència VLF. Correspon a la potència en aquesta banda freqüencial.	s^2
Àrea en el rang LF (A_{LF})	Àrea sota la corba entre el rang de freqüència LF. Correspon a la potència en aquesta banda freqüencial.	s^2
Àrea en el rang HF (A_{HF})	Àrea sota la corba entre el rang de freqüència HF. Correspon a la potència en aquesta banda freqüencial.	s^2
Àrea total (A_{TOT})	Àrea total sota la corba. Correspon a la potència total del senyal.	s^2
Rati de potència VLF/Total (R_{VLF/TOT})	Correspon al quocient entre la potència o àrea de la banda VLF i la potència o àrea total.	[n.u]
Rati de potència LF/Total (R_{LF/TOT})	Correspon al quocient entre la potència o àrea de la banda LF i la potència o àrea total.	[n.u]
Rati de potència HF/Total (R_{HF/TOT})	Correspon al quocient entre la potència o àrea de la banda HF i la potència o àrea total.	[n.u]
Rati de potència VLF/HF (R_{VLF/HF})	Correspon al quocient entre la potència o àrea de la banda VLF i la potència o àrea de la banda HF.	[n.u]
Rati de potència LF/HF (R_{LF/HF})	Correspon al quocient entre la potència o àrea de la banda LF i la potència o àrea de la banda HF.	[n.u]

Taula 4.3. Descripció dels paràmetres freqüencials extrets de la Densitat Espectral de Potència de la sèrie RR i del càlcul de coherència.

Sèrie Ttot		
Paràmetre	Descripció	Unitats
Pic de potència (pp)	Valor màxim de la DEP.	s^2/Hz
Freqüència del pic (fp)	Freqüència en el pp.	Hz
Freqüència mitjana (fm)	Valor mitjà de totes les freqüències.	Hz
Freqüència central (fc)	Freqüència en la posició central de tot el rang de freqüències. També anomenada freqüència mediana.	Hz
Àrea total (A_{TOT})	Àrea total sota la corba. Correspon a la potència total del senyal.	s^2
Freqüència a la dreta de fp (fr)	Freqüència corresponent al valor de PSD equivalent al 10% del valor pp, situat entre el rang de freqüències amb inici a fp i final a la freqüència de l'última posició.	Hz
Freqüència a l'esquerra de fp (fl)	Freqüència corresponent al valor de PSD equivalent al 10% del valor pp, situat entre el primer valor de freqüència i la freqüència fp.	Hz
Àrea de la banda discriminant (DB)	Àrea sota la corba entre la banda discriminatòria (compresa entre fr a fl). Correspon a la potència en aquesta banda.	s^2
Rati de potència DB/Total (R_{DB/TOT})	Correspon al quocient entre la potència o àrea de la banda discriminant i la potència o àrea total.	[n.u]

Taula 4.4. Descripció dels paràmetres freqüencials extrets de la Densitat Espectral de Potència de la sèrie Ttot.

A continuació es presenta un exemple de figura obtinguda del càlcul de la densitat espectral de potència i de l'estimació de coherència amb els principals paràmetres freqüencials representats.

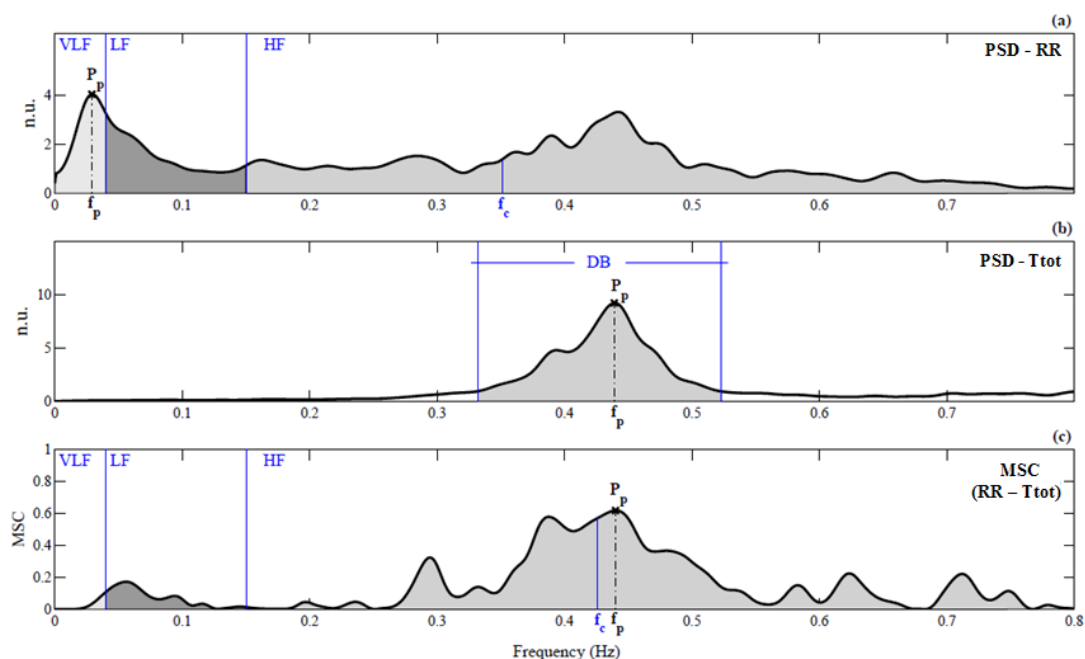


Figura 4.23. Representació gràfica dels paràmetres freqüencials pels gràfics de DEP i MSC.

4.3. Estadística

L'anàlisi estadístic dels paràmetres s'ha realitzat emprant el software *Matlab*, el mateix que s'ha utilitzat durant tot aquest projecte. Degut al gran nombre de paràmetres obtinguts, s'ha cregut necessari realitzar un seguit de càlculs estadístics per determinar la rellevància de cadascun d'ells, i així poder prescindir d'aquells que no aporten una informació suficientment significativa.

Per fer-ho, s'ha realitzat la prova de Wilcoxon. Aquesta prova es basa en la utilització de un mètode no paramètric que realitza una comparació del rang mitjà de dades procedents de dues poblacions igualades o dependents que es troben en diferents condicions, i se'n determina les diferències que hi pugui haver entre elles. La condició per poder aplicar aquest mètode és que les distribucions que es pretenen estudiar han de ser contínues i simètriques respecte una mediana comuna θ . De ser així, la mitjana i aquesta mediana prenen el mateix valor, aprovant-se així la hipòtesi nul·la $H_0: \theta=0$. Tanmateix, aquesta prova agrupa totes les diferències, les classifica i aplica un signe negatiu a tots els rangs on la diferència entre les dues observacions és negativa. A aquest procediment se l'anomena rang amb signe o rang signat, i les proves del mètode de Wilcoxon comproven si la diferència entre dues observacions té un rang signat mitjà de zero. L'equació que defineix aquest test es mostra a continuació.

$$W = \sum_{i=1}^{Nr} [sgn(x_{2,i} - x_{1,i}) \cdot R_i] \quad (\text{Eq. 4.29})$$

On i és la mostra subjecte a estudi, $x_{1,i}$ és el valor de la condició inicial de la mostra, $x_{2,i}$ és el valor de la condició final de la mateixa mostra, N_r és la mida del vector de mostres amb els intervals de diferències entre la condició final i inicial d'una mateixa mostra de valor igual a zero eliminats, R és el número de rang de la mostra i sgn el signe d'aquest rang.

Aplicant la funció corresponent als dos vectors que es volen comparar, que en aquesta ocasió seran els vectors del paràmetre que es vol estudiar en posició supí i en posició assegut, es retornarà a la sortida de la funció el seu p-valor. Aquest valor indica el nivell de significació més petit possible que pot escollir-se pel qual encara s'acceptaria la hipòtesi alternativa amb les observacions actuals. En aquest cas s'estableix un interval de confiança del 95%, de manera que si aquest interval no conté la hipòtesi nul·la, el resultat de l'anàlisi serà estadísticament significatiu amb un p-valor inferior al 5%. D'altra banda, si l'interval de confiança conté la hipòtesi nul·la, no hi haurà diferència estadísticament significativa i el p-valor adoptarà un valor superior al 5%. A continuació s'adjunta una representació gràfica del test d'hipòtesi.

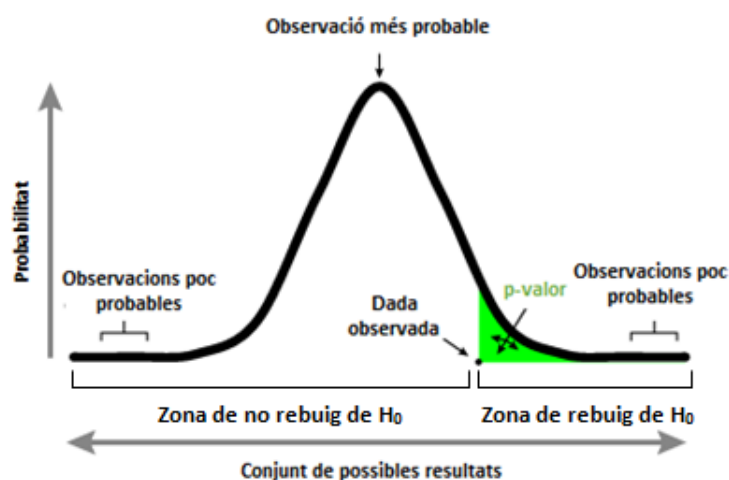


Figura 4.24. Representació gràfica del test d'hipòtesi.

En addició, amb l'objectiu d'analitzar el comportament de cadascun dels senyals fisiològics enregistrats segons la postura adoptada pel subjecte, s'han determinat les tendències estadístiques de cada paràmetre extret. Dins del camp de l'estadística, es considera que una mostra estadística presenta una sèrie de casos particulars, cadascun amb un comportament particular. A partir del comportament de tots els casos registrats, es poden realitzar càlculs matemàtics per poder determinar, per exemple, quin és el comportament més usual per un paràmetre determinat.

5. Resultats

Una vegada extrets els paràmetres temporals i freqüencials mitjançant els algorismes dissenyats, es calcularà la mitjana i la desviació estàndard de tots els paràmetres considerant la informació obtinguda de cadascun dels subjectes enregistrats en les dues posicions. Tot seguit, s'obtindrà la tendència de cada paràmetre comprovant els canvis produïts entre les dues postures, de manera que es pugui observar d'una forma més clara el comportament dels senyals en funció de la posició en la que es troba el subjecte. Per últim, considerant els valors de tots els subjectes per cada paràmetre en posició supí i en assegut, es realitzarà tal i com s'ha comentat anteriorment, el test de Wilcoxon. Aquesta prova ens proporcionarà el p-valor de cada paràmetre per observar si aquests canvis es poden considerar suficientment significatius.

5.1. Paràmetres temporals

Considerant els valors mostrats a la Taula 4.2 i comparant la informació més rellevant dels dos tipus d'interval, s'observa que tant en els RR com en els Ttot el paràmetre de curtosi augmenta quan el subjecte es troba en posició assegut. Tot i així, en el cas dels intervals obtinguts a partir del senyal de flux respiratori, aquest augment és lleugerament superior al que es produeix en el cas dels intervals RR.

D'altra banda, considerant els paràmetres de freqüència cardíaca i freqüència respiratòria, es percep que en ambdós casos el paràmetre de la mitjana augmenta en posició assegut respecte supí, sent aquest percentatge d'augment major en el cas de la freqüència respiratòria que ho fa el doble que la freqüència cardíaca.

Observant la informació extreta del senyal ECG, és a dir intervals RR i freqüència cardíaca, es pot veure que el paràmetre comú que comparteixen és la mitjana, la qual es comporta de manera inversa. Si bé aquesta disminueix en assegut respecte supí en el cas dels intervals RR, en la freqüència cardíaca la mitjana es veu augmentada quan el subjecte està en posició assegut.

Per altra part, s'ha trobat informació rellevant en els paràmetres de curtosi, asimetria i rang interquartílic tant en els intervals Ttot com en la freqüència respiratòria. Observant els resultats obtinguts es comprova que els dos últims paràmetres mencionats tendeixen a disminuir en posició assegut respecte la posició supí. En tots dos casos, la disminució és major en els intervals Ttot que en la freqüència respiratòria, tot i que en el cas de l'asimetria aquesta disminució és més destacable que la del rang interquartílic. Cal mencionar també que el valor de l'asimetria és positiu en la posició supí dels intervals Ttot i en les dues posicions en el cas de la freqüència respiratòria.

Així doncs, la massa de la distribució en aquests casos està concentrada a la part esquerra, sent la cua de la dreta de la distribució més llarga. Contràriament, el valor de l'asimetria dels intervals Ttot en posició assegut és negatiu i per tant, la massa d'aquesta distribució queda concentrada a la part dreta d'aquesta, deixant la cua de l'esquerra de la distribució més llarga.

Considerant el paràmetre de curtosi, es troba que aquest es comporta de manera inversa en la freqüència respiratòria respecte els intervals Ttot per una mateixa posició. Així doncs, aquest paràmetre és veu augmentat en posició assegut respecte supí en els intervals Ttot, i en canvi disminueix en el cas de freqüència respiratòria quan el subjecte està assegut.

Per últim, és interessant comentar que la desviació i el coeficient de variació es veuen disminuïts en posició assegut en els intervals Ttot, sent aquesta disminució lleugerament major en el cas de la desviació estàndard. D'aquesta manera, es pot concloure que quan el subjecte està assegut la dispersió de dades és menor i per tant, aquestes es concentren més a prop de la mitjana.

	Paràmetre	Supí ($\bar{x} + \sigma$)	Assegut ($\bar{x} + \sigma$)	p-valor	Tendència
Intervals RR	\bar{x}	0,85±0,13	0,81±0,12	0,00078	-4,74%
	k	8,14±6,81	11,03±11,30	0,01621	35,51%
Freqüència cardíaca	\bar{x}	73,28±11,4	76,80±11,2	0,00281	4,80%
Intervals Ttot	σ	0,80±0,47	0,54±0,37	0,00010	-32,05%
	k	5,70±5,64	10,50±7,42	0,00005	84,32%
	s_k	0,07±0,60	-0,36±0,82	0,00071	-649,89%
	IQR	1,04±0,63	0,72±0,63	0,00034	-30,54%
	CV	0,18±0,08	0,13±0,05	0,00005	-25,47%
Freqüència respiratòria	\bar{x}	15,91±3,66	17,73±4,38	0,00702	11,48%
	k	4037,76±1723,07	2466,10±625,33	<0,00001	-38,92%
	s_k	55,96±17,28	46,49±7,75	0,00030	-16,93%
	IQR	3,48±1,58	2,77±1,11	0,00206	-20,36%

Taula 5.1. Paràmetres temporals més significatius dels senyals ECG i flux respiratori.

5.2. Paràmetres freqüencials

Es descriu a continuació la informació obtinguda a partir de la densitat espectral de potència i, de la mateixa manera que en el cas anterior, s'adjunta tot seguit la taula 5.2 amb els paràmetres més significatius obtinguts tant pels intervals procedents del senyal ECG com pels procedents del senyal de flux respiratori.

Considerant primerament els intervals RR, s'observa que els paràmetres que defineixen la potència en el rang de freqüències baixes (LF) i el rati de potència entre el rang de freqüències baixes i altes ($R_{LF/HF}$), així com també el que compara la potència en el rang LF amb la potència total ($R_{LF/total}$), augmenten quan el subjecte està assegut. Aquest augment és major en el cas del rati $R_{LF/HF}$ amb un percentatge d'augment del 137%, seguit de la potència continguda en el rang de freqüències LF amb un augment del 56% i augmentant en menor mesura el rati $R_{LF/total}$ amb un 38%. Així doncs, l'augment de potència concentrada en LF i el fet que els altres rangs es conservin més estables, produeix que aquest augment significatiu en el rang de freqüències baixes quedi també reflectit en els ratis que el consideren.

D'altra banda, s'observa que el rati que compara la potència en el rang de freqüències altes amb la potència total calculada disminueix, tot i que no en gran mesura, en posició assegut respecte supí. D'aquesta manera, es demostra que la potència pertanyent al rang de freqüències altes perd rellevància respecte la potència total quan el subjecte està en posició assegut, fet que pot estar relacionat amb l'augment de potència del rang de freqüències baixes.

Altrament, l'únic paràmetre significatiu trobat en els intervals Ttot és el pic de potència. Aquest disminueix un 34,52% quan el subjecte està assegut respecte de quan està en posició supí.

	Paràmetre	Supí ($\bar{x} + \sigma$)	Assegut ($\bar{x} + \sigma$)	p-valor	Tendència
Intervals RR	<i>Alf</i>	0,0018±0,0021	0,0029±0,0037	0,00727	56,13%
	<i>Rlf/hf</i>	0,4289±0,2077	1,0194±1,7271	0,00457	137,65%
	<i>Rlf/total</i>	0,2229±0,0809	0,3079±0,1443	0,00039	38,11%
	<i>Rhf/total</i>	0,5676±0,1650	0,5121±0,1836	0,00895	-9,78%
Intervals Ttot	<i>Power peak</i>	21,9790±33,1707	14,8265±27,3757	0,04349	-32,54%

Taula 5.2. Paràmetres freqüencials més significatius obtinguts a partir de la DEP dels intervals RR i Ttot.

De manera anàloga als resultats presentats anteriorment, tot seguit es descriuen els paràmetres més rellevants que s'han trobat en el càlcul de la coherència entre els intervals procedents del senyal cardíac i el respiratori.

S'observa una tendència d'augment en posició assegut respecte supí en els paràmetres de pic de potència, potència pertanyent a cadascun dels diferents rangs de freqüència (aquests són VLF, LF i HF), així com també la potència total i la continguda a la banda discriminant. L'augment més destacable es produeix en la potència continguda en el rang de freqüències molt baixes amb un 116%, i el menor augment en el paràmetre de pic de potència amb un percentatge del 74%. Així doncs, és raonable que produint-se un augment en la quantitat de potència concentrada en cadascun dels rangs, també augmenti el valor de la potència total.

De manera inversa, el rati entre la potència en el rang LF i HF disminueix un 21% quan el subjecte està assegut. Tot i que en aquesta posició augmenti la quantitat de potència en tots els rangs, si s'observa la Taula 5.3 adjunta en aquesta mateixa secció, es pot comprovar que l'augment en el rang LF és lleugerament inferior a l'augment produït en el rang HF. Així doncs, té sentit que finalment predomini la potència en el rang de freqüències altes respecte el rang de freqüències baixes.

Paràmetre	Supí ($\bar{x} + \sigma$)	Assegut ($\bar{x} + \sigma$)	p-valor	Tendència
<i>Power peak</i>	0,4446±0,1809	0,7759±0,1162	1,94e ⁻⁷	74,52%
<i>Atotal</i>	0,2982±0,3080	0,5851±0,1700	5,67e ⁻⁷	96,19%
<i>Avlf</i>	0,0044±0,0048	0,0095±0,0041	5,21e ⁻⁷	116,44%
<i>Alf</i>	0,0117±0,0123	0,0222±0,0082	3,81e ⁻⁶	89,87%
<i>Ahf</i>	0,2822±0,2964	0,5534±0,1675	7,25e ⁻⁵	96,14%
<i>Rlf/hf</i>	0,0586±0,0373	0,0462±0,0338	0,0486	-21,25%
<i>DB</i>	0,0902±0,1562	0,1636±0,1469	0,0054	81,27%

Taula 5.3. Paràmetres freqüencials més significatius obtinguts de la coherència entre els dos senyals.

5.3. Representació gràfica dels resultats

Amb la finalitat de poder comparar visualment i de forma qualitativa els diferents resultats obtinguts en cadascun dels passos realitzats, es mostren a continuació un recull de les imatges que s'han obtingut durant el desenvolupament d'aquest estudi.

5.3.1. Senyal ECG

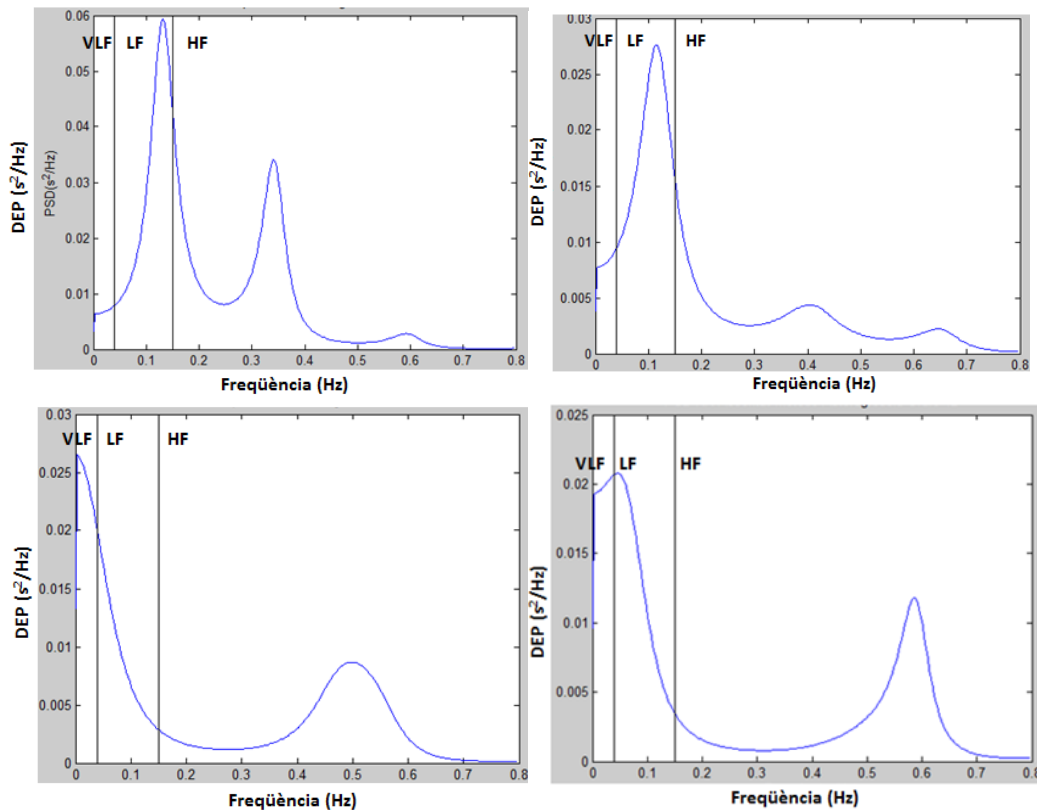


Figura 5.1. Gràfic de la densitat espectral de potència dels intervals RR respecte la freqüència amb les diferents bandes especificades per dos subjectes diferents en posició supí (superior) i assegut (inferior).

Considerant els paràmetres freqüencials dels intervals RR presentats a la taula 5.2, s'observa que els més significatius són aquells relacionats amb els rangs de freqüència LF i HF. Així doncs, tot seguit es procedeix a valorar la relació entre els valors de la taula mencionada i els gràfics de la DEP adjunts corresponents a dos subjectes tant en posició supí com en assegut.

Observant els gràfics superiors del primer subjecte, a primera vista es podria intuir que l'àrea sota la corba limitada a la banda de freqüència LF és lleugerament major quan el subjecte està assegut. Com que és difícil observar aquesta diferència de forma evident, es consideren els valors numèrics de les àrees d'aquest subjecte. Si bé l'àrea en el rang LF en posició supí és de $0,003 \text{ s}^2$, en el cas del subjecte assegut és de $0,004 \text{ s}^2$. Així doncs, els resultats numèrics confirmen l'observació inicial.

Tenint en compte aquest comportament, és raonable que també augmenti en posició assegut el valor de rati de potència entre les bandes LF i HF, ja que al augmentar l'àrea de la primera i mantenir-se estable la segona, aquest rati tendeix a incrementar. De nou, els resultats numèrics confirmen aquest increment sent el valor del rati en posició supí de 0,691 i de 1,156 quan el subjecte està assegut.

De manera anàloga i seguint el mateix raonament, també hi ha un augment en el rati de potències entre la banda de freqüència LF i la potència total. En aquest cas, el valor en posició supí és lleugerament inferior que el valor adoptat en assegut sent el primer de 0,395 i de 0,494 el segon.

Per últim, valorant el comportament del rati de potència entre la banda HF i la potència total s'intueix un descens degut a l'increment de potència en la banda LF i el manteniment de la potència equivalent a la banda HF. Aquesta disminució també es confirma amb els resultats numèrics, sent de 0,571 el valor del rati en posició supí i de 0,428 quan el subjecte es troba assegut.

Considerant el segon subjecte, s'observa com el comportament d'aquests paràmetres és el mateix que en el cas del primer. Novament en aquesta ocasió la percepció visual dels canvis en les àrees són bastant discret. Així doncs, es comentaran aquestes petites modificacions recolzant-se en els valors numèrics obtinguts per aquest subjecte en concret.

Inicialment, es veu que el valor de la potència de la banda LF és sutilment menor en posició supí que en assegut sent el primer de $0,0009 \text{ s}^2$ i el segon de $0,001 \text{ s}^2$. En quant als ratis de potència, s'observa que de la mateixa manera que succeeix amb el primer subjecte, el que relaciona la potència que comprèn la banda LF amb la de la banda d'altres freqüències augmenta quan el subjecte està assegut, valent aquest paràmetre 0,817 en aquesta posició i 0,531 en posició supí. Igualment es comporta el rati que relaciona la potència en la banda LF amb la potència total sent aquest de 0,213 en posició supí i 0,255 en assegut.

Finalment, i com succeeix amb el subjecte anterior, la relació de potència en la banda de freqüències altes respecte la potència total disminueix quan el subjecte es troba assegut amb un valor de 0,354 i de 0,479 quan està en posició supí.

D'aquesta manera, s'ha comprovat que es compleix el comportament dels paràmetres significatius resultants dels càlculs estadístics duts a terme prèviament.

5.3.2. Senyal de flux respiratori

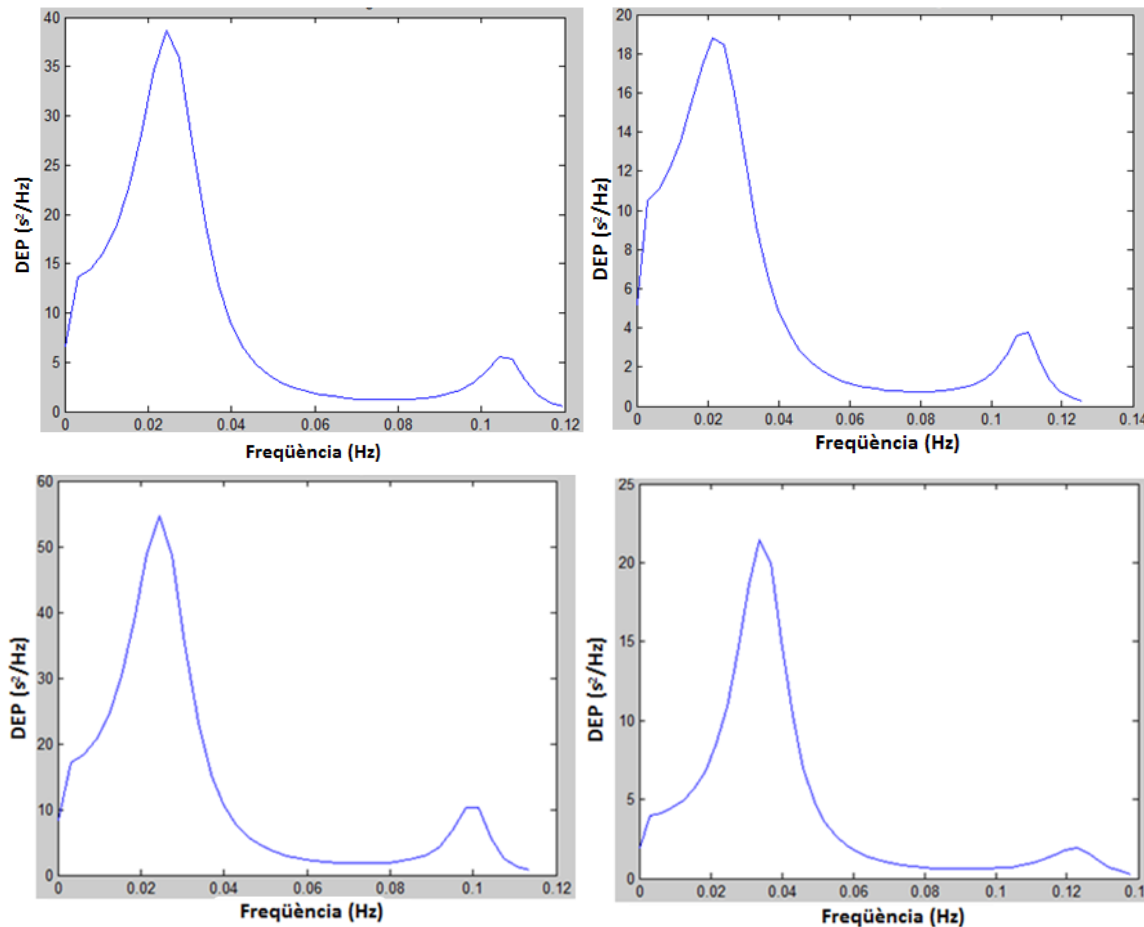


Figura 5.2. Gràfic de la densitat espectral de potència dels intervals Ttot respecte la freqüència per dos subjectes diferents en posició supí (esquerra) i assegut (dreta).

La figura 5.2 conté quatre gràfics de la densitat espectral de potència calculada pels intervals Ttot, de dos subjectes diferents tant en posició supí com assegut. Observant els valors corresponents als intervals Ttot de la taula 5.2, s'observa que el paràmetre significatiu en aquest cas és el pic de potència. A continuació es realitza una comparació per comprovar si el comportament que defineix el resultat obtingut de la DEP dels intervals Ttot és coherent amb el que mostren els seus gràfics corresponents.

Observant les dos figures superiors corresponents al primer subjecte, es distingeix un pic de potència més elevat en posició supí amb un valor d'aproximadament $38 \text{ s}^2/\text{Hz}$, el qual disminueix a $19 \text{ s}^2/\text{Hz}$ quan el subjecte està assegut. Així doncs, es pot concloure que l'amplitud de potència disminueix quan el subjecte es troba en aquesta última posició.

Realitzant les mateixes comprovacions amb els gràfics inferiors corresponents al segon subjecte, s'observa el mateix comportament. En aquest cas el valor del pic de potència en supí és

d'aproximadament $55 \text{ s}^2/\text{Hz}$ i, novament, aquest mateix valor amb el subjecte assegut és considerablement inferior adoptant un valor de $22 \text{ s}^2/\text{Hz}$.

5.3.3. Acoblament d'ambdós senyals

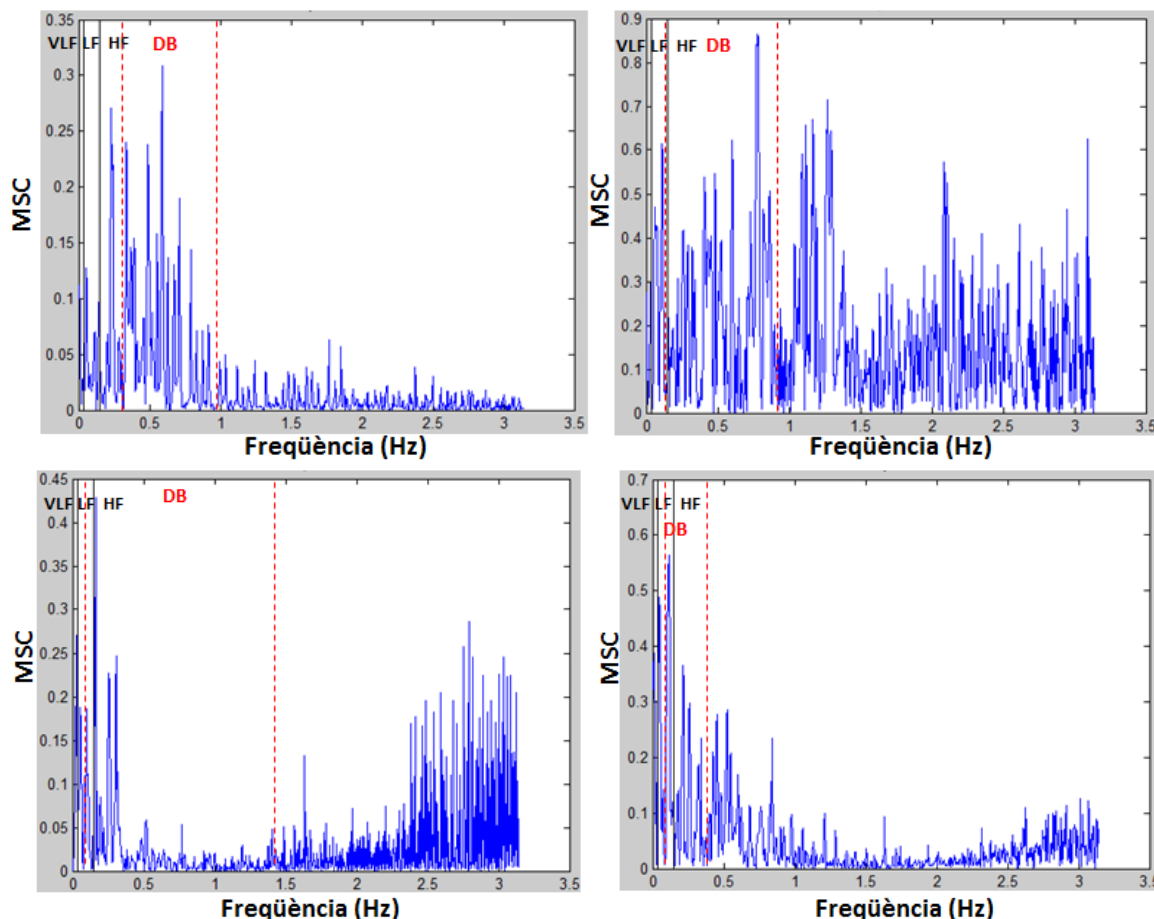


Figura 5.3. Gràfic dels valors de coherència espectral amb les diferents bandes de freqüència indicades per dos subjectes diferents en posició supí (esquerra) i assegut (dreta).

Observant els resultats de l'estudi de coherència presentats a l'inici d'aquesta secció, s'observa que els paràmetres significatius obtinguts són el pic de potència, les àrees de les bandes VLF, LF, HF així com també l'àrea total, el rati de potència entre les bandes LF i HF i per últim la banda discriminant.

Comprovant el comportament de les tendències entre les dues posicions, s'observa que aquestes augmenten en assegut respecte en posició supí per tots els paràmetres excepte en el cas del rati de potència entre les bandes LF i HF que decreix.

A la figura 5.3 adjuntada hi apareixen els gràfics obtinguts del càlcul de coherència de dos subjectes diferents en posició supí (corresponent a les imatges de l'esquerra), i en posició assegut (corresponent a les imatges de la dreta). Tot seguit es realitza una comparació entre els valors proporcionats per la taula 5.3 i el comportament observats en els gràfics adjunts.

En primer lloc i considerant els valors de pic de potència del subjecte corresponent a les imatges superiors, s'observa que en posició assegut aquest valor és d'aproximadament 0,85 i en canvi, en el cas del mateix subjecte en posició supí aquest paràmetre pren un valor de 0,3. S'observa el mateix comportament en el cas de les àrees o potències corresponents a les bandes de freqüència anteriorment mencionades.

Per la figura corresponent al subjecte en posició supí, el paràmetre A_{VLF} pren un valor de $0,002 \text{ s}^2$, A_{LF} de $0,005 \text{ s}^2$, A_{HF} de $0,06 \text{ s}^2$ i per últim l'àrea total és d'aproximadament $0,07 \text{ s}^2$. En el cas del mateix subjecte en posició assegut, aquests valors són de $0,006 \text{ s}^2$, $0,027 \text{ s}^2$, $0,51 \text{ s}^2$ i $0,54 \text{ s}^2$ respectivament. Així doncs, es confirma la tendència d'augment quan el subjecte està assegut dels paràmetres relacionats amb les àrees. Aquest comportament s'observa en els gràfics, ja que al augmentar l'amplitud de potència amb el subjecte assegut és coherent que augmentin també els valors relatius a les àrees.

D'altra banda, el rati de potències entre les bandes LF i HF és menor quan el subjecte està assegut respecte de quan es troba en posició supí. Aquest adopta un valor de 0,05 en el primer cas i 0,08 en supí. Es pot observar en les figures d'aquest subjecte que la potència en el rang de freqüències altes en assegut és molt superior a la mateixa potència amb el subjecte en posició supí. Així doncs, al augmentar el valor d'aquesta quan el subjecte es troba assegut es produirà una disminució en el valor d'aquest rati en aquesta posició.

Per últim, es compleix també el comportament enunciat per la banda discriminant, ja que aquesta adopta un valor de $0,002 \text{ s}^2$ amb el subjecte en supí i $0,11 \text{ s}^2$ quan està assegut.

El mateix passa amb el subjecte corresponent a les imatges inferiors. Visualment es pot observar que el pic de potència d'aquest subjecte en posició supí és d'aproximadament 0,43 i en canvi el valor en assegut incrementa fins a 0,56. El comportament associat als paràmetres d'àrees és anàleg a l'observat en el subjecte anterior. En aquest cas, els valors de les diferents àrees en les diferents bandes quan el subjecte es troba en posició supí són de $0,003 \text{ s}^2$ en la banda VLF, $0,007 \text{ s}^2$ en la LF s^2 , $0,08 \text{ s}^2$ en la HF i finalment $0,09 \text{ s}^2$ en el cas de l'àrea o potència total.

D'altra banda, el valor d'aquests paràmetres quan el mateix subjecte es troba assegut són $0,008 \text{ s}^2$, $0,01 \text{ s}^2$, $0,12 \text{ s}^2$ i $0,14 \text{ s}^2$ respectivament. Així doncs, s'observa que tots ells augmenten quan el

subjecte es troba en aquesta última posició, de la mateixa manera que succeeix amb el primer subjecte.

En addició, en aquest subjecte també s'observa com disminueix en posició assegut respecte supí el rati de potències, ja que en la primera posició és de 0,08 i en canvi en posició supí és de 0,09, confirmant novament el comportament mostrat a la taula 5.3.

Per últim, comentar que també en el cas d'aquest subjecte el valor de potència de la banda discriminant augmenta lleugerament en posició assegut respecte supí passant de $0,026 \text{ s}^2$ a $0,028 \text{ s}^2$.

6. Discussió i Conclusions

A l'apartat anterior, s'han mostrat i descrit els resultats dels paràmetres més significatius obtinguts de la informació que s'ha extret al llarg d'aquest projecte. En aquesta secció, s'utilitzen els resultats ja comentats per realitzar un estudi de l'efecte i el comportament de les interaccions presents entre els dos tipus de senyals enregistrats, amb l'objectiu d'intentar establir un patró que defineixi la conducta d'aquests dos sistemes en poblacions de subjectes sense patologies quan es produeix un canvi de postura de supí a assegut.

Paràmetres temporals

A continuació es procedeix a descriure el tipus d'interaccions identificades des del domini temporal. Per estructurar d'una forma més entenedora aquesta informació, es presentaran en primer lloc les interaccions entre el senyal procedent de l'electrocardiograma i el senyal de flux respiratori i a continuació, es presentaran aquells comportaments observats en les diferents informacions procedents d'un mateix senyal.

Interacció entre senyals ECG i FLW

Pel domini temporal, s'han obtingut dues informacions diferents tot i que relacionades a partir d'un mateix senyal enregistrat originalment, de les quals posteriorment se n'ha calculat els paràmetres d'interès. Així doncs, tot i que inicialment es van obtenir els intervals RR en el cas del senyal ECG, i els Ttot en el cas del senyal de flux respiratori, a partir d'aquests també se n'ha obtingut la freqüència cardíaca i la freqüència respiratòria respectivament. Tot seguit, es descriuen les interaccions que s'han trobat primerament, en el cas dels dos tipus d'interval obtinguts de cada senyal i a continuació, les interaccions observades en les freqüències cardíques i respiratòries.

Intervals RR i intervals Ttot

S'ha observat que la curtosi es comporta d'igual manera en els dos intervals. Així doncs, quan aquest paràmetre augmenta o disminueix en els intervals RR, també ho fa en els intervals Ttot. A més a més, quan el subjecte està en posició assegut, aquest paràmetre augmenta indicant així que en aquesta posició la forma de la distribució de probabilitat és més apuntada i per tant, les dades se situen més a prop del valor de la mitjana havent-hi una dispersió de dades menor.

Freqüència cardíaca i freqüència respiratòria

S'ha observat que la mitjana es comporta de manera anàloga en els dos tipus de freqüències. Així doncs, igual que el cas de la curtosí amb els dos intervals, si la mitjana de la freqüència cardíaca augmenta o disminueix, ho fa de la mateixa manera la freqüència respiratòria. A més a més, també s'ha trobat que quan el subjecte està assegut aquestes dues freqüències augmenten de manera que es produeixen més batecs i cicles respiratoris en un minut que quan el mateix subjecte està en posició supí.

Interacció entre informació del mateix senyal

Com s'ha comentat inicialment, en aquesta secció s'hi aplega la informació relativa a les interaccions entre les mesures procedents d'un mateix senyal. És a dir, es realitza una comparació del comportament entre intervals RR i freqüència cardíaca per una banda, i la relació entre els intervals Ttot i la freqüència respiratòria per l'altra.

Senyal ECG

En el cas de la informació extreta del senyal procedent del registre electrocardiogràfic, s'observa que tant en els intervals RR com en la freqüència cardíaca el paràmetre de la mitjana és significatiu. Aquest es comporta de manera inversa en el cas dels intervals RR respecte la freqüència cardíaca. Per tant, quan la mitjana augmenta en una posició determinada en els intervals, es presenta una disminució en la freqüència cardíaca en la mateixa posició. Considerant el comportament del sistema cardiovascular i del seu òrgan principal, és raonable que es produeixi aquesta interacció ja que si la duració dels intervals entre batecs augmenta, es redueix el nombre d'aquests produïts en un minut i per tant, ho fa també la freqüència cardíaca. En canvi, si l'interval entre batecs es redueix es produeixen més batecs en un minut i per tant, la freqüència cardíaca augmenta. D'altra banda, s'ha observat també que quan el subjecte es troba en postura assegut aquesta freqüència augmenta respecte el seu valor en posició supí.

Senyal de flux respiratori

Per la informació corresponent al senyal de flux respiratori, i tal i com s'ha comentat en l'apartat de resultats d'aquest mateix projecte, s'han trobat tres paràmetres significatius en comú entre els intervals Ttot i la freqüència respiratòria. En primer lloc, es presenta la conducta de la curtosí. Aquesta, té un comportament invers en els intervals Ttot respecte la freqüència respiratòria. Així doncs, quan augmenta el valor d'aquest paràmetre en els intervals, disminueix en la freqüència respiratòria i viceversa. També s'ha observat que en posició assegut, aquest valor tendeix a augmentar en els intervals respecte el seu valor en posició supí, i per tant, el mateix paràmetre es veu

reduït en la freqüència respiratòria quan el subjecte es troba en la mateixa posició. D'aquesta manera, es pot concloure que la forma de la distribució de probabilitat dels intervals T_{tot} quan el subjecte està assegut té una punta més prominent i per tant els valors són més pròxims al valor de la mitjana que en la distribució de probabilitat de la freqüència respiratòria en les mateixes condicions, la qual tindrà més variància de dades i una forma no tant punxeguda.

Un altre dels paràmetres significatius que comparteixen les dues mesures obtingudes del senyal respiratori és l'asimetria. El comportament d'aquesta és el mateix tant pels intervals T_{tot} com per la freqüència respiratòria. En ambdós casos, aquest valor disminueix quan el subjecte es troba en posició assegut, indicant així que en aquesta postura la distribució de probabilitat és més simètrica que quan el subjecte està en posició supí.

Per últim, el rang interquartílic també es comporta de igual forma en els intervals T_{tot} i en la freqüència respiratòria. De la mateixa manera que en el cas de l'asimetria, aquest paràmetre també disminueix en les dues mesures al trobar-se el subjecte en posició assegut. Així doncs, es mostra com en posició assegut la dispersió que mesura la variabilitat entre el 25è i 75è percentils és menor que quan el mateix subjecte es troba en posició supí. Considerant també els paràmetres de desviació estàndard i coeficient de variació que apareixen en els intervals T_{tot} , s'observa que els paràmetres de desviació, coeficient de variació, asimetria i rang interquartílic es comporten de manera anàloga, però en canvi la curtoi té una conducta inversa.

Així doncs, el comportament dels senyals en el domini temporal es pot resumir en les conclusions exposades a continuació:

- En posició assegut la dispersió de les dades dels intervals RR i T_{tot} és menor, però augmenta la dispersió en les dades relatives a la freqüència respiratòria.
- La duració dels intervals RR es veu reduïda quan el subjecte es troba assegut provocant un augment de les freqüències cardíaca i respiratòria.
- Augmenta la simetria de les distribucions de probabilitat dels intervals T_{tot} i la freqüència respiratòria quan el subjecte està assegut.

Paràmetres freqüencials

Considerant els paràmetres freqüencials significatius que s'han obtingut del càlcul de la densitat espectral de potència pels intervals RR així com també pels intervals T_{tot} , s'observa que aquests dos tipus d'interval no comparteixen cap paràmetre significatiu. Així doncs, es procedeix a realitzar una definició del comportament extret de la informació proporcionada per la densitat espectral de potència per cadascun d'aquests intervals individualment.

Analitzant els resultats de la variabilitat del ritme cardíac, es comprova com ja s'ha comentat en l'apartat de resultats anterior, que la potència present en el rang de freqüències LF, el rati entre potències LF/HF i el rati entre potències LF/total es comporten de la mateixa manera, produint-se un augment en aquests paràmetres quan el subjecte està assegut. Contràriament, el rati entre la potència en el rang HF i la potència total es comporta de manera inversa, disminuint en la mateixa postura comentada. Així doncs, considerant la literatura, aquestes modificacions es poden traduir a un augment de l'activitat del sistema nerviós simpàtic quan el subjecte està assegut, incrementant l'estat d'alerta de l'organisme.

D'altra banda, tenint en compte la informació obtinguda de la densitat espectral de potència dels intervals Ttot, s'observa que només hi consta un paràmetre significatiu: el pic de potència. S'ha observat que aquest paràmetre és inferior quan el subjecte es troba assegut. Així doncs es produeix una disminució en l'amplitud de potència en aquesta posició.

Finalment, es valora la interacció entre ambdós senyals observant els resultats significatius obtinguts en el càlcul de la coherència. Aquesta mostra que la similitud entre els intervals RR i Ttot és major quan el subjecte està assegut en els paràmetres que proporcionen informació sobre el pic de potència i les potències pertanyents a tots els rangs existents incloent-hi també la potència total i la de la banda discriminant. D'altra banda, aquest grau de similitud es troba reduït en el rati entre les potències dels rangs LF i HF. Per tant, s'observa que en aquesta posició els paràmetres relacionats amb les potències dels intervals RR i dels intervals Ttot són més similars que en posició supí. D'altra banda, quan el subjecte es troba assegut es redueix el grau de semblança del valor del rati de potència entre les bandes LF i HF dels diferents intervals.

Per últim, cal mencionar que un cop analitzats tots els comportaments, s'observa que l'anàlisi en el domini temporal ens proporciona més informació sobre les interaccions que es duen a terme entre els dos senyals que la informació extreta en el domini freqüencial.

Considerant les discussions realitzades pels paràmetres freqüencials, es pot conclure el següent:

- Augment significatiu de la potència en la banda de freqüències baixes i disminució de la potència en la banda d'altres freqüències de la sèrie RR quan el subjecte està assegut. Aquest comportament es pot relacionar amb un augment de l'activitat del sistema nerviós simpàtic, incrementant l'estat d'alerta de l'organisme en aquesta postura.
- Disminució de l'amplitud de potència de la sèrie Ttot quan el subjecte es troba assegut.
- Major grau de similitud dels paràmetres relatius a les potències entre els dos tipus d'intervals en posició assegut.

Extensions futures

Degut a la importància de la interacció cardiorrespiratòria per la detecció i prevenció de possibles patologies degudes a problemes en aquests sistemes, és interessant considerar una possible extensió d'aquest estudi afegint noves condicions. En aquesta secció, es plantejen tres propostes de continuació d'aquest projecte que poden ser interessants:

Addició de nous senyals

Es considera que podria resultar interessant realitzar un anàlisi de la interacció entre els sistemes cardiovascular i respiratori afegint a aquest estudi noves senyals relacionades amb aquests dos sistemes. Dos exemples de senyals que podrien resultar interessants d'analitzar serien per exemple el de senyal de pressió sanguínia, o un senyal de pulsioximetria que determina la saturació d'oxigen de l'hemoglobina de la sang.

Modificació de les condicions del registre

D'altra banda, podria resultar d'utilitat canviar les condicions en les que es duu a terme l'adquisició de senyals. Alguns exemples d'aquestes modificacions podrien ser afegir noves postures durant el registre com ara el subjecte en posició de bipedestació o semisupí. A més a més, també es podria valorar la opció de realitzar el registre d'aquests senyals en situacions dinàmiques, com per exemple durant la realització d'exercici aeròbic o anaeròbic per observar aquestes interaccions entre els diferents aparells en l'àmbit esportiu.

Classificació dels paràmetres

Finalment, també pot resultar de gran interès realitzar una classificació dels diferents paràmetres obtinguts tenint en compte diferents criteris com per exemple el rang d'edat, sexe, subjectes fumadors o no fumadors o quantitat d'activitat física realitzada setmanalment entre altres.

7. Anàlisi de l'impacte ambiental

Avui en dia el sector tecnològic creix a passes de gegant. Degut a aquest creixement, el nombre de maquinària i dispositius electrònics emprats està augmentant en gran mesura. Alguns d'aquests processos tenen un impacte directe en el medi ambient, com pot ser per exemple qualsevol tipus de procés que involucri la generació de residus tòxics immediats. D'altra banda, altres processos poden aparentar no tenir un impacte tant clar i directe però sí que ho fan de manera indirecta, com és el cas d'aquest projecte.

El propi fet de realitzar el processat d'aquests senyals que s'han portat a estudi no té un impacte massa significatiu a primera vista. Si bé és cert que varies organitzacions han comentat l'efecte que produeix al medi ambient l'ús de ordinadors, els quals necessiten consumir energia i alliberen diòxid de carboni, aquest és insignificant comparat amb altres processos industrials o la pròpia contaminació que es produeix al utilitzar un medi de transport propi. El veritable impacte que produeix aquest projecte es troba de forma indirecta i està relacionat amb la fabricació dels components dels materials utilitzats.

Alguns dels components que contenen els ordinadors o els dispositius utilitzats per enregistrar els senyals contenen un alt grau d'elements tòxics com ara crom, cadmi, mercuri, beril·li, níquel i zinc entre altres. Tot i que últimament s'està intentant reduir la utilització d'aquests materials perjudicials o substituir-los per alternatives menys agressives, així com també reciclar-los o reutilitzar-los, el cert és que en la majoria dels casos un cop finalitzada la vida útil de l'objecte aquest és transportat a la deixalleria on acaba produint un impacte ambiental terrible que afecta a la salut de l'ésser humà i a l'ambient.

L'efecte nociu d'aquestes deixalles comporta la contaminació d'àrees verdes, aigües i el mantell freàtic, a més a més del desequilibri dels ecosistemes i emissions tòxiques a l'atmosfera. D'altra banda, la salut de les persones es pot veure greument afectada per l'aparició de patologies en el sistema respiratori, circulatori, immunitari i nerviós seguit d'un llarg etcètera. És per aquest motiu que cal prendre consciència de la importància de realitzar una valoració exhaustiva d'aquest impacte abans de desenvolupar un projecte, i intentar escollir sempre les mesures més sostenibles i menys perjudicials per poder reduir els efectes nocius. Alguns exemples d'aquestes mesures poden ser l'elecció de components fabricats amb materials menys tòxics que proporcionin propietats similars, desenvolupar un pla de gestió de residus i reciclatge eficaç per reduir la producció d'aquest tipus de components o, en el cas que el consum d'energia sigui necessari, escollir opcions d'energia renovable sempre que sigui possible.

8. Pressupost

El desenvolupament d'aquest projecte té una sèrie de costos relatius tant al material utilitzat com a les hores de treball que se li han dedicat. Per aquest motiu, es desglossa a continuació el pressupost necessari per dur-lo a terme.

8.1. Material

Es pot trobar a la taula 8.1 adjunta a continuació el pressupost detallat del material necessari per realitzar aquest estudi. Cal mencionar que en aquest cas no s'ha tingut en compte els costos provinents dels instruments emprats per enregistrar els senyals ja que aquest pas no s'ha dut a terme en aquest projecte.

Concepte	Unitats	Cost unitari (€)	Cost total (€)
Ordinador Portàtil Acer Aspire 5 Intel Core i7	1	807	807
Llicència perpètua Standard del software Matlab 2018a	1	2000	2.000
Total			2.807

Taula 8.1. Pressupost del material necessari per la realització del projecte.

8.2. Mà d'obra

A continuació es presenta el pressupost associat a la mà d'obra destinada a l'elaboració d'aquest estudi. S'ha considerat que el disseny d'algorismes el duu a terme un professional científic i l'informe resultant un tècnic professional de suport. El cost per hora treballada s'ha obtingut de l'anuari estadístic de Catalunya del salari brut i guany per hora segons sexe i tipus d'ocupació, realitzat per l'Institut d'Estadística de Catalunya^[6].

Concepte	Hores (h)	Cost unitari (€)	Cost total (€)
Disseny d'algorismes pel processat de senyal	600	22,16	13.296
Informe resultant	150	18,74	2.811
Total			16.107

Taula 8.2. Pressupost de la mà d'obra necessària per la realització del projecte.

8.3. Pressupost total

Per últim, s'han englobat a la taula 8.3 els pressupostos totals corresponents al material i a la mà d'obra, determinant així el cost final d'aquest projecte.

Concepte	Cost total (€)
Pressupost material	2.807
Pressupost mà d'obra	16.107
Total	18.914

Taula 8.3. Pressupost total de la realització del projecte.

Observant els resultats obtinguts, és evident que el cost més elevat serà el degut a la mà d'obra. D'altra banda, tot i que el pressupost destinat al material no ascendeix a grans xifres, és convenient tenir en compte que en el cas de considerar el registre de senyals com a part d'aquest projecte els costos de material augmentarien de manera significativa, així com també ho faria el pressupost corresponent a la mà d'obra ja que s'hi haurien d'incloure les hores destinades pel personal professional a realitzar aquests registres.

Finalment, és necessari comentar que les hores estimades pel desenvolupament d'aquest projecte corresponen a les que equivaldrien a un professional del sector. En el cas pràctic d'aquest projecte en concret, la quantitat d'hores es pot veure augmentada degut a diferents obstacles que s'han anat trobant a mesura que es realitzava aquest estudi.

Bibliografia

- [1] WALLIN, B.G., **et al.**, 2010. Relationship between breathing and cardiovascular function at rest: sex-related differences. *Acta Physiol.* Oxford: National Institutes of Health, vol. 14, no. 4, pp. 384-399, ISSN 1537-8276.
- [2] INSTITUTO NACIONAL DE ESTADÍSTICA, 2017. Defunciones según la Causa de Muerte, Año 2015.
En: *Instituto Nacional de Estadística* [en línia]. **Disponible a:** http://www.ine.es/prensa/edcm_2015.pdf
- [3] The BioSig Project, 2009. **En:** *BioSig* [en línia]. **Disponible a:** <http://biosig.sourceforge.net/index.html> [consulta: 26 setembre 2017].
- [4] American, European Society of Cardiology and The North, and Society of Pacing and Electrophysiology, 1996. Guidelines Heart rate variability. *European Heart Journal*. Vol 17, pp. 354-381.
- [5] PROAKIS, Jonh G. i MANOLAKIS, Dimitris G., 2007. *Digital singal processing*. 4^a ed. New Jersey: Prentice-Hall International. ISBN 0131873741.
- [6] Institut d'Estadística de Catalunya, 2015. Salari brut anual i guany per hora. Per sexe i tipus d'ocupació. **En:** *Institut d'Estadística de Catalunya, Generalitat de Catalunya* [en línia]. **Disponible a:** <https://www.idescat.cat/indicadors/?id=anuals&n=10403>
- [7] LUCERNA, Pablo, 2004. Transductores de presión y flujo. **En:** *XIII SEMINARIO DE ING.BIOMÉDICA* [en línia]. Montevideo: Universidad de la República, pp. 1-7 **Disponible a:** <http://www.nib.fmed.edu.uy/Lucerna.pdf>
- [8] GIRALDO, Beatriz F, **et al.**, 2013. Caracterización y análisis del ECG, la presión sanguínea y el flujo respiratorio. *Jornades de Recerca EUETIB 2013*. Barcelona: pp. 153-162. ISBN 978-84-695-9922-8.
- [9] ARCENTALES, A, **et al.**, 2015. Classification of patients undergoing weaning from mechanical ventilation using the coherence between heart rate variability and respiratory flow signal. *Physiological Measurement*. Barcelona: Vol.36 , no. 7, pp. 1439-1452. ISSN 1361-6579.
- [10] BAHRAMINASAB, A., **et al.**, 2008. Phase Coupling in the Cardiorespiratory Interaction. *IET Systems Biology*. Alemania: IET System Biology, vol. 2, no. 2, pp. 64-72. ISSN 1751-8849.

- [11] SCHULZ, Steffen, **et al.**, 2013. Cardiovascular and cardiorespiratory coupling analyses: a review. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences* **[en línia]**. Royal Society Publishing, vol. 371, no. 1997, pp. 1-25. ISSN 1364-503X.
- [12] CARLOS CHICHI, Leonel, **et al.**, *Monitorización de la respiración mediante pletismografía inductiva*. **[en línia]**. Buenos Aires: Universidad Tecnológica Nacional. **Disponible a:** http://www.edutecne.utn.edu.ar/monografias/monitorizacion_respiracion_pletismografia.pdf
- [13] MARTINI, Frederic H., TIMMONS, Michael J. i TALLITSCH, Robert B., 2009. *Anatomía humana*. 6ª ed. Madrid: Pearson. ISBN 9788478290994.
- [14] ALONSO ÁLVAREZ, Raúl, MÉNDEZ PENÍN, Arturo J. i VILA SOBRINO, X. Antón, 2013. A comparison of three QRS detection algorithms over a public data base. *International Conference on Health and Social Care Information Systems and Technologies*. Ourense: Procedia Technology, vol. 9, pp. 1159-1165. ISSN 2212-0173.
- [15] PODDAR, Mohan, KUMAR, Vinod i SHARMA, Yash, 2015. Heart Rate Variability: Analysis and Classification of Healthy Subjects for Different Age Groups. En: *2nd International Conference on Computing for Sustainable Global Development* **[en línia]**. New Delhi: INDIACom, pp. 6298-6303 **[consulta: 2 febrer 2018]**. ISSN 0973-7529. **Disponible a:** https://www.researchgate.net/publication/280948515_Heart_Rate_Variability_Analysis_and_Classification_of_Healthy_Subjects_for_Different_Age_Groups

Annex A

A1. Algorismes

I. Detecció QRS

Per obtenir les posicions en les que es troben els complexos QRS, inicialment es crea un bucle que crida la funció *qrsdetect* de la llibreria BioSig. Aquesta funció requereix que s'introdueixin com a variables d'entrada la freqüència de mostreig, que en aquest cas serà de 250 Hz i el senyal original del qual se'n volen detectar els complexos. Un cop introduïts els *inputs*, la funció detecta els punts fiducials dels complexos i retorna la variable de sortida en forma d'estructura. Aquesta conté informació sobre les posicions, el canal on es troben, la duració i el tipus d'esdeveniment i la freqüència de mostreig indicada a les variables d'entrada a la qual s'han extret les característiques. Degut a que la informació que interessa extreure és la posició en la que es troba cada complex QRS dins del senyal original ECG, s'accedirà a la informació de les posicions i s'emmagatzemarà a una nova matriu que s'ha creat a l'inici de l'algorisme.

%1. CARREGAR VARIABLES NECESSÀRIES

%1.1 Per subjectes SUPÍ

```
load('notdecgIIF')
senyal=notdecgIIF;
```

%1.2 Per subjectes ASSEGUTS

```
load('notdecgIIFs')
senyal=notdecgIIFs;
```

%2. BUCLE PER TROBAR LES POSICIONS ON HI HA COMPLEX

```
Zs=zeros(3000,44); %Es crea matriu de zeros
[f,c]=size(senyal); %Retorna mides matriu ECG

for j=1:c %Recórrer tots els subjectes
    [HDR]=qrsdetect(senyal(:,j),250,2); %Detecció QRS
    HPos=HDR.EVENT.POS; %Es guarden posicions complexos
    [p,l]=size(HPos); %Mides vector Hpos
    for m=1:p
        Zs(m,j)=HPos(m,l); %Guardar valor a Zs
        if m>=p %Parar bucle a última fila de HPos
            break
        end
    end
end
if j>=44 %Parar bucle en l'últim subjecte
```

```

        break
    end
end

```

II. Instants de temps QRS

Amb l'objectiu d'aconseguir els instants de temps als que hi ha cada complex, s'ha dissenyat un bucle per recórrer la matriu que conté els índex dels complexos i n'obté el temps a partir de la matriu que conté la informació temporal. En addició, en el mateix algorisme es crea un senzill bucle comptador que retorna un vector amb el nombre de files amb informació útil per cada subjecte. Aquestes són les files que no s'han quedat amb el valor zero inicial provinent de la creació de la nova matriu.

%1. CARREGAR LES VARIABLES NECESSÀRIES

%1.1. Per subjectes SUPÍ

```

load('MatriuPosSupi')
load('notdecgIIF')
temps=t1_FCH2;

```

%1.2 Per subjectes ASSEGUTS

```

load('MatriuPosAssegut')
load('notdecgIIFs')
temps=t2_FCH2;

```

%2. BUCLE PER GUARDAR ELS INSTANTS DE TEMPS ON HI HA QRS

```

Zt=zeros(2624,44);    %Es crea una matriu de
[fs,cs]=size(Zs);      %Mida matriu Zs

for j=1:cs              %Recórrer tots els subjectes
    for i=1:fs          %Recórrer cada fila de la columna
        x=Zs(i,j);      %Guardar en 'x' el valor de la posició
        if x~=0         %Si x és diferent de zero
            Zt(i,j)=temps(x,1); %Guardar el valor de temps de la fila
        else            %Si x és zero
            Zt(i,j)=0;   %Guardar el valor com a 0
        end
        if i>=fs        %Aturar bucle a l'últim a fila de Zs
            break
        end
    end
    if j>=cs            %Aturar bucle a l'últim subjecte
        break
    end
end
end

```

%3. BUCLE PER GUARDAR LES MIDES DEL VECTOR TEMPS

%3.1 CARREGAR VARIABLES NECESSÀRIES

```
%3.1.1 Per subjectes SUPÍ
load('MatriuTempsSupi')
```

```
%3.1.2 Per subjectes ASSEGUTS
load('MatriuTempsAssegut')
```

%3.2 BUCLE PER GUARDAR LES MIDES

```
[f c]=size(Zt);      %Mides matriu Zt
M=zeros(size(Zt));   %Es crea matriu de
for j=1:c             %Recórrer totes les columnes
    Zt(1,j)~=0        %Si el primer valor del vector és ~=0
    M(1,j)=1;         %Començar a comptar les files
end
for k=2:f             %Recórrer cada fila de Zt
    if Zt(k,j)~=0     %Si el valor de la fila no és 0
        M(k,j)=M(k-1,j)+1; %Guardar valor de la fila anterior + 1
    else              %Si el valor de la fila és 0
        M(k,j)=0;      %Guardar valor de 0
    end
end
end

mides=max(M);        %Retorna les mides de Zt
```

III. Guardar mides vector subjectes

```
%Per subjectes SUPÍ
load('MatriuTempsSupi')
```

```
%Per subjectes ASSEGUT
load('MatriuTempsAssegut')
```

```
[f c]=size(Zt);      %Retorna mida matriu Zt
M=zeros(size(Zt));   %Es crea matriu de zeros

for j=1:c             %Recórrer tots els subjectes de la matriu
    if Zt(1,j)~=0     %Si el primer valor del vector és diferent de 0
        M(1,j)=1;     %Començar a comptar les files
    end
    for k=2:f         %Recórrer cada fila del vector
        if Zt(k,j)~=0 %Si el valor no és 0
            M(k,j)=M(k-1,j)+1; %Guardant el valor de la fila anterior + 1
        else
            M(k,j)=0;    %Guardar valor de 0 a la fila de la matriu M
        end
    end
end
end
mides=max(M);        %Retorna les mides de la matriu M
```

IV. Bucle detecció i correccions intervals RR

En primer lloc, s'ha obtingut el valor d'aquests intervals per posteriorment, corregir mitjançant substitució els intervals que excedeixen els llindars que s'han establert. Tot seguit, s'ha creat un bucle que recorre tots els intervals d'un subjecte determinat, i substitueix el valor dels que sobresurten dels llindars per un nou valor.

En addició, en aquest bucle s'hi inclou un comptador que guarda el nombre de vegades que es realitza una correcció amb l'objectiu de comprovar que no es facin excessives modificacions que puguin alterar el senyal original. A més a més, amb el propòsit de poder realitzar gràfics i càlculs posteriors, serà indispensable guardar els instants de temps als que correspon cada interval RR.

D'igual manera com s'ha fet en els altres casos, s'ha utilitzat el mateix bucle comptador per guardar en un nou vector el total de files de cada vector subjecte que contenen informació rellevant sobre la matriu d'intervals RR ja corregits.

Per últim, en el mateix algorisme s'hi ha inclòs un bucle per calcular els percentatge d'intervals RR corregits. En aquest es realitza el càlcul del percentatge de correccions fetes per cada subjecte, comparant el nombre de correccions realitzades amb el nombre d'intervals RR totals. Una vegada obtinguts aquests percentatges, s'estableix un llindar d'acceptació màxim de 5% de correccions per cada subjecte, i es busquen aquells que superen aquest màxim per no tenir-los en compte en càlculs posteriors ja que es consideren resultats poc fiables. Cal mencionar que en aquest cas, cap subjecte ha superat aquest llindar.

% 1. CARREGAR LES VARIABLES NECESSÀRIES

%1.1 Per subjectes en SUPÍ

```
load('notdecgIIF')
load('MatriuPosSupi')
load('MatriuTempsSupi')
load('MidesVectorsSubjectesSupi')
temps=t1_FCH2;
senyal=notdecgIIF;
```

%1.2 Per subjectes ASSEGUTS

```
load('notdecgIIFs')
load('MatriuPosAssegut')
load('MatriuTempsAssegut')
load('MidesVectorsSubjectesSentat')
temps=t2_FCH2;
senyal= notdecgIIFs;
```



```

% 2. BUCLE PER TROBAR INTERVALS RR, CORRECCIONS I FIGURES

p=1; %Subjecte a estudiar
RR=diff(Zt(1:mides(p),p)); %Calcula l'interval de temps entre dos pics R

% 2.1 FIGURES

%Gràfic senyal ECG vs temps amb marques de detecció pic R

figure
ax(1)=subplot(311);plot(temps,senyal(:,p)); grid on,
hold on, plot(Zt(1:mides(p),p),senyal(Zs(1:mides(p),p),p),'ro');
xlabel('Temps (s)'), ylabel('Senyal ECG (mV)');

%Gràfic intervals RR vs temps

ax(2)=subplot(312);plot(Zt(2:mides(p),p),RR,'b');grid on,
xlabel('Temps (s)'),ylabel('Interval RR (s)');

linkaxes(ax,'x');
axis tight

% 2.2 CORRECCIONS RR AMB LLINDAR

m=mean(RR); %Calcula el promig dels intervals RR
sd = std(RR); %Calcula la desviació estàndar de RR
lls=m+3*sd; %Estableix llindars superiors i inferiors
lli=m-3*sd;

% Es grafiquen els llindars

hold on, plot(Zt(2:mides(p),p),(lli)*ones(1,mides(p)-1),'r--');
hold on, plot(Zt(2:mides(p),p),(lls)*ones(1,mides(p)-1),'r--');

l=length(RR); %Longitud del vector intervals RR
rr=RR; %Es crea un nou vector rr amb les dades de RR
counter=zeros(1,44); %Es crea una matriu de zeros
cter=0; %Es posa el comptador a zero

% 2.2.1 BUCLES CORRECCIONS

% Per subjectes SUPÍ

for i=1:l
    if RR(i)>=lls || RR(i)<=lli %Si valor fora llindar
        rr(i)=mean(RR(i-8:i-1)); %Mitjana 7 últimes 'i'
        cter=cter+1; %Comptar correcció
    else %Si no, deixar el valor igual
        rr(i)=rr(i);
    end
end
end

```

```

% Per subjectes 32 i 37

for i=1:6
    if RR(i)>=11s || RR(i)<=11i
        rr(i)=mean(RR(i-1:i));
        cter=cter+1;
    else
        rr(i)=rr(i);
    end
end

for i=7:1
    if RR(i)>=11s || RR(i)<=11i
        rr(i)=mean(RR(i-6:i-1));
        cter=cter+1;
    else
        rr(i)=rr(i);
    end
end

counter(1,p)=cter;

% Per subjectes ASSEGUTS

for i=1:1
    if RR(i)>=11s || RR(i)<=11i
        rr(i)=mean(RR(i-8:i-1));
        cter=cter+1;
    else
        rr(i)=rr(i);
    end
end

counter(1,p)=cter;

hold on, plot(Zt(2:mides(p),p),rr,'y'); %Graficar correccions

Zrr=zeros(2630,44); %Es crea matriu de zeros
r=length(rr);

for u=1:r %Guardar els vectors RR
    Zrr(u,p)=rr(u,1);
end

Zrr(2624:2630,:)=[]; %Eliminar les files sense valors

% 2.3 BUCLE PER GUARDAR ELS TEMPS CORRESPONENTS A CADA INTERVAL RR

Ztr=zeros(2980,44);

for p=1:44
    Ztr(1:midesRR(p),p)=Zt(2:mides(p),p);
end

```

% 2.4 BUCLE PER GUARDAR LES MIDES DE LA MATRIU Zrr

```

senyal=Zrr;           %Per matriu valors RR sense remostrejar
senyal=Ztr;           %Per matriu temps corresponents a RR sense remostrejar
[f c]=size(senyal);   %Retorna nombre de files i columnes de la matriu
N=zeros(size(senyal)); %Es crea matriu de zeros

for j=1:c             %Recórrer matriu 'senyal' pacient a pacient
    if senyal(1,j)~=0 %Si el primer valor del vector és ~=0
        N(1,j)=1;    %Començar comptar les files
    end
    for k=2:f         %Recórrer cada fila del vector
        if senyal(k,j)~=0 %Si valor no és 0
            N(k,j)=N(k-1,j)+1; %Guardar en fila N el valor anterior
        else
            N(k,j)=0;        %Si el valor és 0
        end
        %Guardar en la fila de N el valor 0
    end
end

midesRR=max(N);      %Vector amb número de files

```

%3. BUCLE CàLCUL PERCENTATGE DE CORRECCIONS D'INTERVALS Ttot

```

percerr=zeros(1,44); %Es crea un vector de zeros

for j=1:44
    percerr(1,j)=(counter(j)/midesRR(j))*100; %Càlcul percentatge
end
subjectelim=find(percerr>5); %Retorna subjectes amb percentatges >5%

```

V. Detecció encreuament per zero en el senyal de flux

Després de carregar el senyal sobre el que es vol treballar, s'estableix un llindar superior i inferior i es guarden les posicions dels valors que es troben entre aquests. A continuació, es crea un bucle que calcula la diferència de temps entre dos instants adjacents. Si la duració d'algun d'aquests intervals és inferior a un valor preestablert, s'elimina l'instant de temps amb el valor més llunyà a zero. Un cop fet això, es guarden les posicions i els instants de temps restants que corresponen als encreuaments per zero del senyal. A més a més, també es guarden en dues noves matrius el nombre de files per cada columna amb contingut d'interès implementant el mateix bucle comptador que s'ha descrit en les seccions del senyal ECG.

%1. CARREGAR LES VARIABLES NECESSÀRIES

```

for j=1:44 %Recórrer tots els subjectes
    Del=[]; %Es crea un vector buit per guardar els valors a eliminar

```

%1.1 Per subjectes en SUPÍ

```

ZtFLW=zeros(2000,44); %Es creen matrius de zeros
ZvFLW=zeros(2000,44);
TtotM=zeros(2000,44);

load('notdflwF')      %Es carega el senyal de flux

senyal=notdflwF(:,j);
temps=t1_FCH1;

```

%1.2 Per subjectes ASSEGUTS

```

ZtFLWa=zeros(1000,44); %Es creen matrius de zeros
ZvFLWa=zeros(1000,44);

load('notdflwFs')      %Es carega el senyal de flux

senyal=notdflwFs(:,j);
temps=t2_FCH1;

```

%2. DETECCIÓ ENCREUAMENTS PER ZERO

```

for i=1:length(senyal)      %Buscar en els valors del senyal
Valor=find(abs(senyal)<=0.06); %Les mostres <0.06 i >-0.06
end

TZ=temps(Valor);      %Guardar els temps de les posicions trobades
VZ=senyal(Valor);      %Guardar el valor de les posicions trobades

for k=1:(length(TZ)-1) %Buscar en els valors de temps guardats
    if (TZ(k+1)-TZ(k))<0.02 %Buscar intervals inferiors a 0.02
        x1=abs(VZ(k+1)-0); %Comprovar el valor més pròxim a 0
        x0=abs(VZ(k)-0);
        Max=max(x1,x0); %Guardar el valor més llunyà per eliminar
        if Max==x1
            Del=[Del Valor(k+1)];
        else
            Del=[Del Valor(k)];
        end
    else %Si l'interval és superior a 0.02
        TZ(k)=TZ(k); %Manternir els valors
        VZ(k)=VZ(k);
        Valor(k)=Valor(k);
    end
end

Del=Del'; %Transposar el vector

Del2=[]; %Crear nou vector Del2

for o=1:length(Del) %Buscar els índex que es volen eliminar
y=find(Valor==Del(o)); %En el vector 'Valor'

```

```

Del2=[Del2 y];           %Guardar-los en el vector Del2
end
Valor(Del2)=[];          %Eliminar valors dels índex del vector Del2
TZ(Del2)=[];
VZ(Del2)=[];

ZtFLW(1:length(TZ),j)=TZ; %Guardar instants de temps en nova matriu
ZvFLW(1:length(VZ),j)=VZ; %Guardar valors de flux en nova matriu

end

%2.1 GRÀFIC SENYAL RESPIRATÒRIA AMB MARQUES DE CREUAMENT PER ZERO

figure;
plot(temps,senyal);grid on; hold on; plot(TZ,VZ,'go')

%3. BUCLE MIDES MATRIUS TEMPS I FLUX

[f c]=size(senyal);      %Retorna mides de la matriu
N=zeros(size(senyal));   %Es crea matriu de zeros
for j=1:c
    if senyal(1,j)~=0     %Si el primer valor és ~=0
        N(1,j)=1;        %Començar a comptar les files
    end
    for k=2:f              %Recórrer totes les files de la matriu
        if senyal(k,j)~=0 %Si el valor no és 0
            N(k,j)=N(k-1,j)+1; %Guardar valor fila anterior +1
        Else              %Si el valor de la fila és 0
            N(k,j)=0;       %Guardar en la fila de N el valor 0
        end
    end
end
end

midesTempsCreuZeroNR=max(N); %Mides matriu instants de temps
midesFluxCreuZeroNR=max(N);  %Mides matriu valors de flux

```

VI. Càlcul intervals Ttot i instants d'inici

Després de carregar les matrius que contenen els instants de temps i el valor de flux en les posicions de encreuaments per zero, es calcula la diferència de temps entre un instant i l'instant immediatament anterior a aquest de manera anàloga al càlcul realitzat en l'apartat anterior. Tot seguit, es crea un bucle per determinar si l'interval calculat correspon a una inspiració o a una expiració i s'emmagatzema el valor d'aquest interval a la matriu corresponent. A continuació, es calculen i es guarden els intervals Ttot sumant les duracions de les inspiracions i les expiracions. A més a més, a l'hora de realitzar el càlcul dels intervals Ttot és necessari assegurar-se que tots els intervals inicials del senyal són inspiratoris i que tots els intervals finals són expiratoris per poder confirmar que realment els intervals Ttot calculats corresponen a la suma d'un interval inspiratori i un expiratori. Per fer-ho, abans de realitzar la classificació es comprova que el primer interval de cada

subjecte és inspiratori i, després de calcular els intervals Ttot, es busquen aquells intervals inferiors a una duració preestablerta de dos segons i s'eliminen. Per últim, es guarden els instants en els que s'inicia cada interval Ttot, corresponents a l'instant de temps en el que s'inicia la inspiració. Finalment, es calculen les mides dels vectors que componen les matrius que contenen tant la informació dels intervals Ttot com la informació dels instants en els que s'inicien aquests intervals.

%1. CARREGAR VARIABLES

%1.1 Per subjectes SUPÍ

```
load('DEF193InstantsTempsCreuZeroSupiNR')
load('DEF193MidesInstantsTempsCreuZeroSupiNR')
load('DEF193FluxCreuZeroSupiNR')
load('notdflwF')
```

```
tsenal=t1_FCH1;
vsenal=notdflwF;
```

```
tcorrecV2=ZtFLW;
midesTcorrecV2=midesTempsCreuZeroNR;
vcorrecV2=ZvFLW;
```

%1.2 Per subjectes ASSENTAT

```
load('DEF193InstantsTempsCreuZeroAssentatNR')
load('DEF193MidesInstantsTempsCreuZeroAssentatNR')
load('DEF193FluxCreuZeroAssentatNR')
load('notdflwFs')
```

```
tsenal=t2_FCH1;
vsenal=notdflwFs;
```

```
tcorrecV2=ZtFLWa;
midesTcorrecV2=midesTempsCreuZeroNR;
vcorrecV2=ZvFLWa;
```

```
Insp=zeros(2000,44); %Es creen matrius de zeros
Exp=zeros(2000,44);
Ttot=zeros(1000,44);
InstantIns=zeros(2000,44);
InstantExp=zeros(2000,44);
for j=1:44 %Recorrer tots els subjectes
    diftemps=diff(tcorrecV2(1:midesTcorrecV2(j),j)); %Càlcul intervals
    for n=2:length(diftemps) %Recórrer els intervals
        mostran=find(tsenal==tcorrecV2(n,j)); %Mostra instant temps
        promign=mean(vsenal((mostran-3):(mostran-1),j)); %Mitjana de 3
        mostres anteriors a la mostra estudiada
        if promign>vcorrecV2(n,j) %Si promig>flux a drete de l'interval
            Insp(n-1,j)=diftemps(n-1); %Guardar interval en inspiracions
            InstantIns(n-1,j)=tcorrecV2(n-1,j); %Guardar instant inici Insp.
        else %Si no
            Exp(n-1,j)=diftemps(n-1); %Guardar interval en expiracions
            InstantExp(n-1,j)=tcorrecV2(n-1,j); %Guardar instant inici Exp.
        end
    end
end
```

```

end
end

% RETOC: Sumar inspiracions seguides i deixar un zero entre intervals

Inspiracio=zeros(2000,44); %Es crea matriu de zeros

for j=1:44 %Recorrer tots els subjectes
    inspro=Insp(:,j); %Guardar inspiracions d'un mateix subjecte
    l=length(inspro); %Mida del vector 'inspro'
    pos=[]; %Vector buit

    for i=1:(l-1)
        if inspro(i)~=0 && inspro(i+1)~=0 %Si valor actual i posterior ~=0
            inspro(i)=inspro(i)+inspro(i+1); %Sumar els dos valors contigus
            inspro(i+1)=0; %Posar a zero la posició següent
            InstantIns(i+1,j)=0; %Posar a zero el seu instant de temps
            l=length(inspro); %Guardar la nova mida del vector 'inspro'
        end
        if inspro(i)~=0 && inspro(i+1)==0 %Si valor actual ~=0 i següent=0
            inspro(i)=inspro(i); %Deixar igual els dos valors
            inspro(i+1)=inspro(i+1);
            l=length(inspro); %Guardar la mida del vector 'inspro'
        end
        if inspro(i)==0 && inspro(i+1)~=0 %Si valor actual=0 i següent ~=0
            inspro(i)=inspro(i); %Deixar igual els dos valors
            inspro(i+1)=inspro(i+1);
            l=length(inspro); %Guardar la mida del vector 'inspro'
        end
        if inspro(i)==0 && inspro(i+1)==0 %Si valor actual i següent=0
            inspro(i)=inspro(i); %Deixar igual el valor actual
            pos=[pos i+1]; %Guardar en el vector pos la posició següent
            l=length(inspro); %Guardar la mida del vector 'inspro'
        end
    end
    inspro(pos)=[]; %Eliminar del vector 'inspro' mostres guardades en 'pos'
    Inspiracio(1:length(inspro),j)=inspro; %Guardar vector en nova matriu
end

% RETOC: Sumar expiracions seguides i deixar un zero entre intervals
Expiracio=zeros(2000,44);

for j=1:44 %Recorrer tots els subjectes
    expro=Exp(:,j); %Guardar expiracions d'un subjecte al nou vector 'expro'
    l=length(expro); %Mida del vector 'expro'
    pose=[]; %Vector buit on guardar

    for i=1:(l-1)
        if expro(i)~=0 && expro(i+1)~=0 %Si valor actual i següent ~=0
            expro(i+1)=expro(i)+expro(i+1); %Guardar suma intervals en següent
            expro(i)=0; %Posar a 0 el valor actual
            InstantExp(i,j)=0; %Posar a 0 l'instant d'expiració
            l=length(expro); %Guardar mida del vector 'expro'
        end
        if expro(i)~=0 && expro(i+1)==0 %Si valor actual ~=0 i següent=0
            expro(i)=expro(i); %Guardar valor actual en vector 'texp'
            expro(i+1)=expro(i+1); %Deixar igual el valor següent
            l=length(expro); %Guardar la posició del vector 'expro'
        end
    end
end

```

```

        end
        if expro(i)==0 && expro(i+1)~=0 %Si valor actual=0 i següent~=0
            expro(i)=expro(i); %Deixar els dos valors iguals
            expro(i+1)=expro(i+1);
            l=length(expro); %Guardar mida del vector 'expro'
        end
    end
    Expiracio(1:length(expro),j)=expro; %Guardar vector 'expro' en matriu
end

%Bucle per eliminar zeros seguits de la matriu Expiracions

Expiracio2=zeros(2000,44); %Es crea matriu de zeros

for j=1:44
    expzer=Expiracio(:,j);
    posexp=[]; %Vector buit
    for i=1:(length(expzer)-1)
        if expzer(i)==0 && expzer(i+1)==0 %Si dos mostres seguides valen 0
            posexp=[posexp i+1]; %Guardar mostra i+1 en el vector 'posexp'
        else
            expzer(i)=expzer(i); %Si no, deixar igual
        end
    end
    expzer(posexp)=[]; %Eliminar de 'expzer' les mostres de 'posexp'
    Expiracio2(1:length(expzer),j)=expzer; %Guardar vector en matriu
end

%Càlcul Ttot inicial

Ttot=zeros(2000,44); %Es crea matriu de zeros

for j=1:44
    x=1;
    for i=1:2:length(Inspiracio(:,j))-1 %Recórrer les files amb valor~=0
        Ttot(x,j)=Inspiracio(i,j)+Inspiracio(i+1,j)+Expiracio2(i,j)+Expi
            racio2(i+1,j);
        %Sumar inspiracions i expiracions i guardar el valor en 'Ttot'
        x=x+1;
    end
end

% Bucle per calcular les mides de la matriu Ttot

[f c]=size(Ttot); %Retorna mides de matriu Ttot
M=zeros(size(Ttot)); %Es crea matriu de zeros

for j=1:c %Recórrer tots els subjectes
    if Ttot(1,j)~=0 %Si el primer valor del vector és ~=0
        M(1,j)=1; %Començar comptar les files
    end
    for k=2:f %Recórrer cada fila del vector estudiat
        if Ttot(k,j)~=0 %Si valor de fila en Ttot~=0
            M(k,j)=M(k-1,j)+1; %Guardar el valor de la fila anterior + 1
        else

```



```

        M(k,j)=0;      %Si valor de la fila en Ttot=0 deixar de comptar
    end                %Guardar valor=0
end
end
midesTtotV3=max(M);  %Retorna mida vector

%Bucle per crear la matriu que conté els instants d'inici de cicle

InstantInsDef=zeros(2000,44);    %Es crea matriu de zeros

for j=1:44
    instantsubjecte=InstantIns(:,j);
    x=1;
    for i=1:length(instantsubjecte) %Recórrer matriu d'instants
        if instantsubjecte(i)~=0    %Si valor~=0
            InstantInsDef(x,j)=instantsubjecte(i); %Guardar en nova matriu
            x=x+1;
        else                        %Si valor=0
            instantsubjecte(i)=instantsubjecte(i); %Deixar igual
        end
    end
end
end

%Bucle per calcular les mides de la matriu InstantInsDef

[f c]=size(InstantInsDef);    %Retorna mida de matriu Ttot
M=zeros(size(InstantInsDef)); %Es crea matriu de zeros

for j=1:c                    %Recórrer tots els subjectes
    if InstantInsDef(1,j)~=0  %Si el primer valor del vector és ~=0
        M(1,j)=1;            %Començar a comptar files
    end
    for k=2:f                %Recórrer cada fila del vector estudiat
        if InstantInsDef(k,j)~=0 %Si valor de la fila~=0
            M(k,j)=M(k-1,j)+1; %Guardar el valor de la fila anterior + 1
        else
            M(k,j)=0;         %Si el valor de la fila=0
        end                  %Guardant valor=0
    end
end
end

midesInstantInsDef=max(M);    %Retorna mida vector

%Eliminar períodes únicament inspiratoris o expiratoris que hagin quedat

TtotM=zeros(2000,44);        %Es creen matrius de zeros
InstExpM=zeros(2000,44);

for j=1:44                    %Recórrer tots els subjectes
    if Ttot(midesTtotV3(j),j)<2 %Si valor de últim Ttot<2s
        eliminar=midesTtotV3(j); %Guardar mostra en nou vector
        ttotS=Ttot(:,j);         %Guardar Ttot del subjecte en nou vector
        ttotS(eliminar)=[];      %Eliminar les mostres del vector ttotS
        TtotM(1:length(ttotS),j)=ttotS; %Guardar el vector a nova matriu
    end
end

```

```

    tempselm=InstantInsDef(:,j); %Guardar instants subjecte en vector
    tempselm(eliminar)=[]; %Eliminar les mostres del vector tempselm
    InsTexpm(1:length(tempselm),j)=tempselm; %Guardar a nova matriu
else
    %Si valor de últim Ttot>=2s
    ttotS=Ttot(:,j); %Guardar Ttot del subjecte en nou vector
    TtotM(1:length(ttotS),j)=ttotS; %Guardar el vector a nova matriu
    tempselm=InstantInsDef(:,j); %Guardar instants subjecte en vector
    InsTexpm(1:length(tempselm),j)=tempselm; %Guardar a nova matriu
end
end

%Bucle per calcular les mides de la matriu TtotM

[f c]=size(TtotM); %Retorna mida matriu
M=zeros(size(TtotM)); %Es crea matriu de zeros

for j=1:c %Recórrer tots els subjectes
    if TtotM(1,j)~=0 %Si primer valor~=0
        M(1,j)=1; %Començar comptar les files
    end
    for k=2:f %Recórrer tots els subjectes
        if TtotM(k,j)~=0 %Si el valor de la fila~=0
            M(k,j)=M(k-1,j)+1; %Guardar el valor de la fila anterior + 1
        else %Si el valor de la fila=0
            M(k,j)=0; %Guardar a la fila el valor 0
        end
    end
end
midesTtotM=max(M); %Retorna mides vector

% Bucle per calcular les mides de la matriu InsTexpm

[f c]=size(InsTexpm); %Retorna mida matriu
M=zeros(size(InsTexpm)); %Es crea matriu de zeros

for j=1:c %Recórrer tots els subjectes
    if InsTexpm(1,j)~=0 %Si primer valor~=0
        M(1,j)=1; %Començar comptar les files
    end
    for k=2:f %Recórrer tots els subjectes
        if InsTexpm(k,j)~=0 %Si el valor de la fila~=0
            M(k,j)=M(k-1,j)+1; %Guardar el valor de la fila anterior + 1
        else %Si el valor de la fila=0
            M(k,j)=0; %Guardar a la fila el valor 0
        end
    end
end
midesInsTexpm=max(M); %Retorna mides vector

```

VII. Correcció intervals Ttot

Tal i com s'ha comentat amb anterioritat a l'apartat de *Metodologia* d'aquest projecte, els passos realitzats per la correcció dels intervals Ttot, són anàlegs als que s'han dut a terme en el cas dels intervals RR.

```
TtotC=zeros(3000,44);      %Es crea una matriu de zeros

%1. CARREGAR VARIABLES NECESSÀRIES

%1.1 Per subjectes SUPÍ

load('DEF193FluxCreuZeroSupiNR')
load('DEF193InstantsTempsCreuZeroSupiNR')
load('DEF193MidesInstantsTempsTtotNRSupi')
load('DEF313TtotMCalculatsSupiNR')
load('DEF313MidesTtotMCalculatsSupiNR')
load('DEF313InstantsIniciTtotSupiNR')
load('DEF313MidesInstantsIniciTtotSupiNR')

%1.2 Per subjectes ASSENTAT

load('DEF193FluxCreuZeroAssentatNR')
load('DEF193InstantsTempsCreuZeroAssentatNR')
load('DEF193MidesInstantsTempsTtotNRAssentat')
load('DEF313TtotMCalculatsAssentatNR')
load('DEF313MidesTtotMCalculatsAssentatNR')
load('DEF313InstantsIniciTtotAssentatNR')
load('DEF313MidesInstantsIniciTtotAssentatNR')

%2. BUCLE CORRECCIÓ INTERVALS Ttot

cter=zeros(1,44);        %Vector de zeros

for p=1:44
    TT=TtotM(1:midesTtotM(p),p);
    figure(p);            %Es grafiquen els intervals Ttot vs temps
    plot(InstexpM(1:midesInstexpM(p),p),TtotM(1:midesTtotM(p),p)),title
        ('Intervals Ttot corregits vs Temps'),xlabel('Temps(s)'),
        ylabel('Intervals Ttot (s)')
    m=mean(TT);            %Es calcula la mitjana dels intervals Ttot
    sd=std(TT);            %Es calcula la desviació dels intervals Ttot
    lls=m+3*sd;            %S'estableix un llinar superior
    lli=m-2*sd;            %S'estableix un llinar inferior
    hold on;
    plot(InstexpM(1:midesInstexpM(p),p),(lli)*ones(1,midesTtotM(p)),
        'r--')            %S'afegeix el llinar al gràfic
    hold on;
    plot(InstexpM(1:midesInstexpM(p),p),(lls)*ones(1,midesTtotM(p)),
        'r--')            %S'afegeix el llinar al gràfic
```

```

l=midesTtotM(p);      %Mides matriu Ttot
tt=TT;                %Es canvia el nom al vector 'TT'
cter1=0;               %Comptador de Ttot modificats
for i=1:3              %Per les tres primeres mostres
    if TT(i)>=l1s || TT(i)<=l1i %Si algun valor supera els llindars
        tt(i)=mean(TT); %Substituir-lo pel promig dels intervals
        cter1=cter1+1; %Sumar una unitat al comptador
    else                %Si el valor no supera els llindars
        tt(i)=tt(i); %Deixar el mateix valor
    end
end

cter2=0;               %Es crea nou comptador
for i=3:7              %De la mostra 3 a la 7
    if TT(i)>=l1s || TT(i)<=l1i %Si algun valor supera els llindars
        tt(i)=mean(TT(i-2:i-1)); %Substituir pel promig de 2 anteriors
        cter2=cter2+1; %Sumar una unitat al comptador
    else                %Si el valor no supera els llindars
        tt(i)=tt(i); %Deixar el mateix valor
    end
end

cter3=0;               %Es crea nou comptador
for i=8:1              %De la mostra 8 a la última
    if TT(i)>=l1s || TT(i)<=l1i %Si algun valor supera els llindars
        tt(i)=mean(TT(i-6:i-1)); %Substituir pel promig de 5 anteriors
        cter3=cter3+1; %Sumar una unitat al comptador
    else                %Si el valor no supera els llindars
        tt(i)=tt(i); %Deixar el mateix valor
    end
end

```

% Graficar la senyal corregida a sobre de la original

```

hold on; plot(InsTexpM(1:midesInsTexpM(p),p),tt,'y')

s=length(tt);          %Mida del vector

for u=1:s
    TtotC(1:length(tt),p)=tt; %Guardar vectors corregits a matriu
end
cter(1,p)=cter1+cter2+cter3; %Guardar valor suma dels 3 comptadors
end

```

%3. BUCLE MIDES MATRIU CORRECCIONS Ttot

```

senyal=TtotC;

[f c]=size(senyal);    %Retorna mides matriu
N=zeros(size(senyal)); %Es crea matriu de zeros
for j=1:c               %Recorrer tots els subjectes
    if senyal(1,j)~=0 %Si primer valor~=0
        N(1,j)=1; %Començar comptar les files
    end
    for k=2:f           %Recórrer cada fila del vector
        if senyal(k,j)~=0 %Si el valor de la fila~=0

```

```
        N(k,j)=N(k-1,j)+1; %Guardar valor fila anterior + 1
    Else %Si el valor de la fila=0
        N(k,j)=0; %Guardar valor=0
    end
end
end

midesCorrecTtot=max(N); %Mides vector

%4. BUCLE Càlcul Percentatge de Correccions d'Intervals Ttot

percerr=zeros(1,44); %Es crea un vector de zeros
for j=1:44
    percerr(1,j)=(cter(j)/midesTtotM(j))*100; %Percentatge correccions
end
subjectelim=find(percerr>10); %Buscar percentatges>10% correccions
```

VIII. Remostreig intervals Ttot i intervals RR

Després de carregar les variables necessàries pels càlculs, es procedeix a crear el bucle que recorre cada subjecte i obté a partir de la funció corresponent els valors del senyal remostrejat així com també els instants de temps als que correspon cadascun d'ells, per posteriorment emmagatzemar-los a una nova matriu. De la mateixa manera amb la que s'ha realitzat en altres algorismes, s'ha implementat el mateix bucle comptador que proporciona la mida de cada vector de les matrius de intervals i instants de temps remostrejats amb informació útil.

%1. CARREGAR VARIABLES NECESSÀRIES

%1.1 Carregar variables intervals RR

%1.1.1 Per subjectes SUPÍ

```
load('MatriuValorsRRSupi')
load('MidesRRSupi')
load('MatriuTempsRRNRSupi')
load('MidesTempsRRNRSupi')
temps=Ztr;
senyal=Zrr;
midesR=midesRR;
midesT=midesNRTR;
```

%1.1.2 Per subjectes ASSEGUTS

```
load('MatriuValorsRRSentat')
load('MidesRRSentat')
load('MatriuTempsRRNRAssegut')
load('MidesTempsRRNRAssegut')
temps=Ztr;
senyal=Zrr;
midesR=midesRR;
midesT=midesNRTR;
```

%1.2 Carregar variables intervals Ttot

%1.2.1 Per subjectes SUPÍ

```
load('DEF313TtotCorregitsSupiNR')
load('DEF313MidesTtotCorregitsSupiNR')
load('DEF313InstantsIniciTtotSupiNR')
load('DEF313MidesInstantsIniciTtotSupiNR')

senyal=TtotC;
midesR=midesCorrecTtot;
temps=InsTexpM;
midesT=midesInsTexpM;
```

%1.2.2 Per subjectes ASSEGUTS

```
load('DEF313TtotCorregitsAssegutNR')
load('DEF313MidesTtotCorregitsAssegutNR')
load('DEF313InstantsIniciTtotAssegutNR')
load('DEF313MidesInstantsIniciTtotAssegutNR')

senyal=TtotC;
midesR=midesCorrecTtot;
temps=InsTexpM;
midesT=midesInsTexpM;
```

%2. BUCLE PER OBTENIR SENYAL I TEMPS REMOSTREJATS

%2.1 Crear matrius de zeros i definir freqüència de mostreig

```
fs=4; %Freqüència de mostreig de 4Hz
ZSrm=zeros(4000,44); %Matriu de zeros per guardar senyal remostrejada
ZTrm=zeros(4000,44); %Matriu de zeros per guardar temps remostrejat
```

%2.3 Obtenció de la senyal i temps i figures Original vs. Remostrejat

```
for p=1:44
    tx=temps(1:midesT(p),p);
    x=senyal(1:midesR(p),p);
    [y,ty]=resample(x,tx,fs); %Es remostreja la senyal a 4Hz
    ZSrm(1:length(y),p)=y; %Matriu senyal remostrejada (RR o Ttot)
    ZTrm(1:length(ty),p)=ty; %Matriu temps remostrejat (RR o Ttot)
    figure(p);
    ax(1)=subplot(211);plot(tx,x);hold on;
    plot(ty,y,'r');title('Interval Ttot original vs. Interval Ttot remostrejat Cont. ');xlabel('Temps (s)');ylabel('RR interval (s)')
    ax(2)=subplot(212);plot(tx,x,'*');hold on;
    plot(ty,y,'ro');title('Interval Ttot original vs. Interval Ttot remostrejat Discr. ');xlabel('Temps (s)');ylabel('Ttot interval (s)')
    linkaxes(ax,'x')
end
```

% 3. OBTENCIÓ MIDES MATRIUS REMOSTREJADES

```
matriu=ZSrm;
```

```

matriu=ZTrm;

[f c]=size(matriu);           %Retorna mides matriu
N=zeros(size(matriu));        %Es crea matriu de zeros

for j=1:c                      %Recórrer tots els subjectes de la matriu
    if matriu(1,j)~=0          %Si el primer valor del vector és ~=0
        N(1,j)=1;              %Començar a comptar les files
    end
    for k=2:f                  %Recórrer totes les files del vector
        if matriu(k,j)~=0      %Si el valor de la fila no és 0
            N(k,j)=N(k-1,j)+1; %Guardar el valor de la fila anterior + 1
        else
            N(k,j)=0;           %Si el valor de la fila és 0
        end                    %Guardar en la fila el valor 0
    end
end

midesZSrm=max(N);              %Retorna les mides de la matriu ZS remostrejada
midesZTrm=max(N);              %Retorna les mides de la matriu ZT remostrejada

```

IX. Obtenció de paràmetres temporals dels intervals RR i Ttot

Després de carregar les variables necessàries, es dissenyen dos bucles per calcular freqüència cardíaca i respiratòria a partir dels valors dels diferents intervals. Tot seguit es procedeix a l'obtenció dels paràmetres temporals anteriorment mencionats en la secció de *Metodologia* d'aquest projecte. Finalment, es desen els paràmetres obtinguts en noves matrius així com també les mides d'aquestes.

```

% 1. CARREGAR VARIABLES

% 1.1 Paràmetres temporals

% 1.1.1 RR

% 1.1.1.1 Per subjectes SUPÍ
load('RRresamp4hzSupi')
load('MidesRRresamp4hzSupi')
intervals=ZSrm;
mides=midesZRrm;

% 1.1.1.2 Per subjectes ASSEGUT
load('RRresamp4hzAssegut')
load('MidesRRresamp4hzAssegut')
intervals=ZSrm;
mides=midesZRrm;

% 1.1.2 Ttot

% 1.1.1.1 Per subjectes SUPÍ
load('DEF313TtotRemostrejatsSupi')
load('DEF313MidesTtotRemostrejatsSupi')

```

```

mides=midesZSrm;
intervals=ZSrm;

% 1.1.1.2 Per subjectes ASSEGUT
load('DEF313TtotRemostrejatsAssegut')
load('DEF313MidesTtotRemostrejatsAssegut')

mides=midesZSrm;
intervals=ZSrm;

%BUCLLES PER CALCULAR I GUARDAR ELS PARÀMETRES TEMPORALS

% 2.1 Per RR

% 2.1.1 Càlcul freqüència cardíaca

bpm=zeros(7500,44); %Es crea matriu de zeros
for j=1:44 %Recórrer cada subjecte
    for i=1:mides(j) %Recórrer totes les files
        bpm(i,j)=60/intervals(i,j); %Càlcul freq. cardíaca
    end
end

% 2.1.2 Càlculs temporals

%2.1.2.1 Per intervals RR

mitjanaRR=zeros(1,44); %Es creen matrius de zeros
desviacioRR=zeros(1,44);
kurtosisRR=zeros(1,44);
iqrRR=zeros(1,44);
skewnessRR=zeros(1,44);
CVRR=zeros(1,44);

for j=1:44 %Recórrer tots els subjectes
    mitjanaRR(j)=mean(intervals(1:mides(j),j)); %Càlcul mitjana
    desviacioRR(j)=std(intervals(1:mides(j),j)); %Càlcul desviació
    kurtosisRR(j)=kurtosis(intervals(1:mides(j),j)); %Càlcul curtosi
    iqrRR(j)=iqr(intervals(1:mides(j),j)); %Càlcul IQR
    skewnessRR(j)=skewness(intervals(1:mides(j),j)); %Càlcul asimetria
    CVRR(j)=desviacioRR(j)/mitjanaRR(j); %Càlcul CV
end

% 2.1.2.2 Per Freqüència Cardíaca (60/RR)

load('DEF193MidesBPMSupi')
load('DEF193MidesBPMAssegut')

mitjanaBPM=zeros(1,44); %Es creen matrius de zeros
desviacioBPM=zeros(1,44);
kurtosisBPM=zeros(1,44);
iqrBPM=zeros(1,44);
skewnessBPM=zeros(1,44);
CVBPM=zeros(1,44);

```



```

for j=1:44                                %Recórrer tots els subjectes
    mitjanaBPM(j)=mean(bpm(1:midesbpm(j),j)); %Càlcul mitjana
    desviacioBPM(j)=std(bpm(1:midesbpm(j),j)); %Càlcul desviació
    kurtosisBPM(j)=kurtosis(bpm(1:midesbpm(j),j)); %Càlcul curtosi
    iqrBPM(j)=iqr(bpm(1:midesbpm(j),j)); %Càlcul IQR
    skewnessBPM(j)=skewness(bpm(1:midesbpm(j),j)); %Càlcul asimetria
    CVBPM(j)=desviacioBPM(j)/mitjanaBPM(j); %Càlcul CV

% 2.2 Per Ttot

% 2.1.1 Càlcul freqüència respiratòria

freqresp=zeros(2000,44); %Es crea una matriu de zeros

for j=1:44                                %Recórrer cada subjecte
    for i=1:mides(j) %Recórrer cada fila
        freqresp(i,j)=60/intervals(i,j); %Càlcul freq. respiratòria
    end
end

% 2.1.2 Càlculs estadístics

%2.1.2.1 Per intervals Ttot

mitjanaTtot=zeros(1,44); %Es creen matrius de zeros
desviacioTtot=zeros(1,44);
kurtosisTtot=zeros(1,44);
iqrTtot=zeros(1,44);
skewnessTtot=zeros(1,44);
CVTtot=zeros(1,44);
for j=1:44                                %Recórrer cada subjecte
    mitjanaTtot(j)=mean(intervals(1:mides(j),j)); %Càlcul mitjana
    desviacioTtot(j)=std(intervals(1:mides(j),j)); %Càlcul desviació
    kurtosisTtot(j)=kurtosis(intervals(1:mides(j),j)); %Càlcul curtosi
    iqrTtot(j)=iqr(intervals(1:mides(j),j)); %Càlcul IQR
    skewnessTtot(j)=skewness(intervals(1:mides(j),j)); %Càlcul asimetria
    CVTtot(j)=desviacioTtot(j)/mitjanaTtot(j); %Càlcul CV
end

% 2.1.2.2 Per freqüència respiratòria

mitjanaFreqResp=zeros(1,44); %Es creen matrius de zeros
desviacioFreqResp=zeros(1,44);
kurtosisFreqResp=zeros(1,44);
iqrFreqResp=zeros(1,44);
skewnessFreqResp=zeros(1,44);
CVFreqResp=zeros(1,44);

for j=1:44                                %Recórrer cada subjecte
    mitjanaFreqResp(j)=mean(freqresp(1:midesfreqresp(j),j)); %Mitjana
    desviacioFreqResp(j)=std(freqresp(1:midesfreqresp(j),j)); %Desviació
    kurtosisFreqResp(j)=kurtosis(freqresp(1:midesfreqresp(j),j)); %Curtosi
    iqrFreqResp(j)=iqr(freqresp(1:midesfreqresp(j),j)); %IQR

```

```

    skewnessFreqResp(j)=skewness(freqresp(1:midesfreqresp(j),j));%Sk
    CVFreqResp(j)=desviacioFreqResp(j)/mitjanaFreqResp(j);      %CV
end

% 3.1 MIDES PER RR

[f c]=size(bpm);          %Retorna mida matriu
M=zeros(size(bpm));       %Es crea matriu de zeros
for j=1:c                 %Recórrer tots els subjectes
    if bpm(1,j)~=0        %Si el primer valor del vector no és zero
        M(1,j)=1;        %Començar a comptar
    end
    for k=2:f             %Recórrer cada fila del vector
        if bpm(k,j)~=0    %Si el valor de la fila en bpm no és 0
            M(k,j)=M(k-1,j)+1;%Guardar el valor de la fila anterior + 1
        else              %Si el valor de la fila en bpm és 0
            M(k,j)=0;      %Guardar valor 0
        end
    end
end
midesbpm=max(M);          %Mides del vector

% 3.2 MIDES PER TTOT

[f c]=size(freqresp);     %Retorna mides de la matriu
M=zeros(size(freqresp)); %Es crea matriu de zeros

for j=1:c                 %Recórrer tots els subjectes
    if freqresp(1,j)~=0   %Si el primer valor del vector és ~=0
        M(1,j)=1;        %Començar a comptar les files
    end
end
end

```

X. Càlcul Densitat Espectral de Potència de intervals RR i Ttot

Després de carregar la matriu d'interval·ls remostrejats i la matriu que en conté les seves mides, s'ha dissenyat un bucle per recórrer cada una de les columnes equivalents als diferents subjectes. Dins d'aquest bucle, s'elimina el valor mitjà del senyal i la seva tendència lineal i posteriorment es realitza el càlcul de la PSD amb el mètode comentat anteriorment. Amb l'objectiu de treballar només amb els valors més significatius del senyal, s'ha establert un llindar d'amplitud mínim a partir del qual es comencen a considerar els valors de DEP rellevants. De la mateixa manera, s'ha acotat el rang de freqüències d'interès per discriminar aquella informació poc significativa. Per fer-ho, s'ha delimitat aquest rang entre les freqüències corresponents als valors de la DEP que creuen amb el llindar creat. A més a més, per comprovar en quines bandes de freqüències es troben les components d'interès, s'han definit les bandes següents: VLF (*very low frequency*) equivalent al rang de freqüències entre 0 Hz i 0.04 Hz, LF (*low frequency*) entre els 0.04 Hz i els 0.15 Hz i HF (*high frequency*) comprès entre els

0.15 Hz i l'últim valor de freqüència del rang de cada subjecte. Seguidament, s'han extret els paràmetres freqüencials d'interès dels valors de DEP i freqüències retornats per la funció.

% 1. CARREGAR LES VARIABLES NECESSÀRIES

%1.1 Per RR

%1.1.1 Per subjectes SUPÍ

```
load('RRresamp4hzSupi')
load('MidesRRresamp4hzSupi')
senyal=ZSrm;
midesR=midesZRrm;
duracio=1800;
```

%1.1.2 Per subjectes ASSEGUT

```
load('RRresamp4hzAssegut')
load('MidesRRresamp4hzAssegut')
senyal=ZSrm;
midesR=midesZRrm;
duracio=900;
```

%1.2 Per Ttot

%1.2.1 Per subjectes SUPÍ

```
load('DEF313TtotRemostrejatsSupi')
load('DEF313MidesTtotRemostrejatsSupi')
senyal=ZSrm;
midesR=midesZSrm;
duracio=1800;
```

%1.2.2 Per subjectes ASSEGUT

```
load('DEF313TtotRemostrejatsAssegut')
load('DEF313MidesTtotRemostrejatsAssegut')
senyal=ZSrm;
midesR=midesZSrm;
duracio=900;
```

% 2. CREACIÓ DE VECTORS DE ZEROS PER GUARDAR ELS PARÀMETRES EXTRETS

% 2.1 Vàlid per RR i Ttot

pp=zeros(1,44);	%Pic de potència
fp=zeros(1,44);	%Pic de freqüència
fm=zeros(1,44);	%Freqüència mitjana
fc=zeros(1,44);	%Freqüència central
fr=zeros(1,44);	%Freqüència a la dreta de 'fp'
fl=zeros(1,44);	%Freqüència a l'esquerra de 'fp'
Avlf=zeros(1,44);	%Àrea sota l'espectre en banda VLF
Alf=zeros(1,44);	%Àrea sota l'espectre en banda LF
Ahf=zeros(1,44);	%Àrea sota l'espectre en banda HF

```

Atot=zeros(1,44);           %Àrea total
DB=zeros(1,44);             %Àrea banda discriminant
Rvlftot=zeros(1,44);        %Rati de potència entre VLF/Total
Rlftot=zeros(1,44);         %Rati de potència entre LF/Total
Rhftot=zeros(1,44);         %Rati de potència entre HF/Total
Rlfhf=zeros(1,44);          %Rati de potència entre LF/HF
Rvlfhf=zeros(1,44);         %Rati de potència entre VLF/HF
Rdbtot=zeros(1,44);         %Rati de potència DB/Total
llindars=zeros(1,44);       %Matriu per guardar llindars mínims PSD
Ffinal=zeros(1,44);         %Última freqüència de rang HF de cada subjecte
PSDf=zeros(2000,44);        %Valors de PSD de cada subjecte
Ff=zeros(2000,44);          %Valors de freqüències de cada subjecte

```

% 3. OBTENCIÓ DE PSD I FREQUÈNCIES DE CADA BANDA

```

for p=1:44                    %Per cada subjecte
x=senyal(1:midesR(p),p);     %Treballar amb la senyal de intervals RR o Ttot
xd=detrend(x);               %S'elimina la tendència lineal
xm=xd-mean(xd);              %Es resta a la senyal la seva mitjana
[PSD,F]=pcov(xm,12,2048);    %Calcular PSD amb mètode autorregressiu
pmax=max(PSD);               %Valor (o pic) màxim de la PSD
llindar=0.01*pmax;           %Llindar mínim d'amplitud de PSD
llindars(1,p)=llindar;       %Guardar valor llindar en nova matriu
cz=(PSD-llindar)>=0;          %Buscar mostres superiors o iguals al llindar
dcz1=find(abs(diff(cz))==1);  %Buscar encreuament mostra amb llindar
dcz=dcz1(1);                 %Seleccionar primera mostra que creua
ffinal=F(dcz);               %Definir-la com última mostra de la PSD
Ffinal(1,p)=ffinal;          %Guardar en el vector de zeros creat
altres=find(F>ffinal);       %Guardar en 'altres' les mostres posteriors
F(altres)=[];                %Eliminar les freqüències d'aquestes mostres
PSD(altres)=[];              %Eliminar valors de PSD d'aquestes mostres
vlf=find(F<=0.04);           %Buscar mostres del rang VLF
lf=find(F<=0.15 & F>0.04);   %Buscar mostres del rang LF
hf=find(F<=dcz & F>0.15);    %Buscar mostres del rang HF
PSD2=PSD;                    %Guardar els valors finals de PSD
F2=F;                        %Guardar els valors finals de freqüència
PSDf(1:length(PSD2),p)=PSD2; %Guardar PSD de cada subjecte en nova matriu
Ff(1:length(F2),p)=F2;       %Guardar freq. subjectes en nova matriu
qlq3F=prctile(F2,[25 75]);   %Càlcul del primer i tercer quartil
dlpsd=diff(PSD2);            %Càlcul de la derivada de la PSD

```

%Gràfic PSD vs Freqüència

```

figure(p);
plot(F2,PSD2),title('PSD interval Ttot mètode Autoregressiu Ordre
12'),xlabel('Freqüència (Hz)'),ylabel('PSD(s^2/Hz)')

```

%Es grafiquen les diferents bandes de freqüència

```

hold on;plot([0.04 0.04], ylim,'k')
hold on;plot([0.15 0.15], ylim,'k')

```

%Gràfic de la PSD amb el primer i tercer quartil i la derivada d'aquesta

```
figure(p);
ax(1)=subplot(2,1,1);plot(F2,PSD2);hold on;plot([q1q3F(1,1) q1q3F(1,1)],
ylim,'r');hold on;plot([q1q3F(1,2) q1q3F(1,2)], ylim,'r');title('PSD amb
q1 i q3');xlabel('F(Hz)');ylabel('PSD(s^2/Hz)');
ax(2)=subplot(2,1,2);plot(F2(2:length(F2)),dlpsd);title('Primera
derivada');
linkaxes(ax,'x');
axis tight
```

%4. OBTENCIÓ DE CARACTERÍSTIQUES I COMPONENTS FREQUÈNCIALS

%4.1 Vàlid per RR i Ttot

```
pp(p)=max(PSD2); %Pic de potència (s^2/Hz)
posicio=find(PSD2==pp(p)); %Posició pic de potència màxim
fp(p)=F2(posicio); %Pic de freqüència (Hz)
Avlf(p)=trapz(F2(vlf),PSD2(vlf),1); %Àrea VLF (s^2)
Alf(p)=trapz(F2(lf),PSD2(lf),1); %Àrea LF (s^2)
Ahf(p)=trapz(F2(hf),PSD2(hf),1); %Àrea HF (s^2)
Atot(p)=Avlf(p)+Alf(p)+Ahf(p); %Àrea total (s^2)

areesT=[]; %Es crea un vector buit
areal=trapz(F2(1),PSD2(1),1); %Primer valor d'àrea
areesT=[areesT areal]; %Guardar en vector nou
for i=2:length(PSD2) %Recórrer valors PSD
    area=trapz(F2(1:i),PSD2(1:i),1); %Càlcul àrea acumulativa
    areesT=[areesT area]; %Guardar en el vector creat
end
areameitat=Atot(p)/2; %Càlcul àrea meitat
[minA,posA]=min(abs(areesT-areameitat)); %Posició valor àrea meitat
fc(p)=F2(posA); %Freqüència central(Hz)

fma=[]; %Es crea un vector buit
for i=1:length(PSD2) %Recórrer els valors de la PSD
    fmi=F2(i)*PSD2(i); %Càlcul freqüència mitjana de la mostra
    fma=[fma fmi]; %Es guarda el valor en el nou vector
end
fma=fma'; %Es transposa el vector
fmacum=sum(fma); %Suma de tots els valors calculats
fms=fmacum/(sum(PSD2)); %Càlcul freqüència mitjana
fm(p)=fms; %Es guarda en el nou vector

PercPP=0.1*pp(p); %Càlcul del 10% del pic de potència
[minL,posL]=min(abs(PSD2(1:posicio)-PercPP)); %Valor més pròxim esquerra
fl(p)=F2(posL); %Es guarda la freqüència d'aquesta mostra
[minR,posR]=min(abs(PSD2((posicio)+1:length(PSD2))-PercPP)); %Posició més
pròxima a la dreta
fr(p)=F2(posR); %Es guarda la freqüència d'aquesta mostra
fDB=find(F2>=fl(p) & F2<=fr(p)); %Posicions entre 'fr' i 'fl'
DB(p)=trapz(F2(fDB),PSD2(fDB),1); %Càlcul d'àrea entre 'fr' i 'fl'
Rvlftot(p)=Avlf(p)/Atot(p); %Rati de potència entre VLF i total
Rlftot(p)=Alf(p)/Atot(p); %Rati de potència entre LF i total
Rhftot(p)=Ahf(p)/Atot(p); %Rati de potència entre HF i total
Rdbtot(p)=DB(p)/Atot(p); %Rati de potència entre DB i total
```

```

Rlfhf(p)=Alf(p)/Ahf(p);           %Rati de potència entre LF i HF
Rvlfhf(p)=Avlf(p)/Ahf(p);        %Rati de potència entre VLF i HF

% Gràfic PSD vs. F amb la banda marcada

figure(p);
plot(F2,PSD2),title('PSD mètode Autoregressiu'),xlabel('Freqüència
(Hz)'),ylabel('PSD(s^2/Hz)')
hold on;plot([fl(1,p) fl(1,p)], ylim,'r')
hold on;plot([fr(1,p) fr(1,p)], ylim,'r')
end

%Es guarden els paràmetres extrets en una mateixa matriu

ValorsPSD=zeros(44,17);
ValorsPSD(:,1)=pp';
ValorsPSD(:,2)=fp';
ValorsPSD(:,3)=fc';
ValorsPSD(:,4)=fm';
ValorsPSD(:,5)=fl';
ValorsPSD(:,6)=fr';
ValorsPSD(:,7)=Atot';
ValorsPSD(:,8)=Avlf';
ValorsPSD(:,9)=Alf';
ValorsPSD(:,10)=Ahf';
ValorsPSD(:,11)=Rvlfhf';
ValorsPSD(:,12)=Rlfhf';
ValorsPSD(:,13)=Rvlftot';
ValorsPSD(:,14)=Rlftot';
ValorsPSD(:,15)=Rhftot';
ValorsPSD(:,16)=Rdbtot';
ValorsPSD(:,17)=DB';

```

XI. Remostreig intervals RR i Ttot amb vector de temps comú

Donat que els vectors de la matriu que conté els intervals de temps total tenen sempre una mida més curta, s'utilitzaran els instants de temps corresponent a aquests intervals per crear el nou vector de temps comú. Inicialment es busquen els dos instants de temps dels intervals RR més pròxims als instant de temps corresponents al primer i últim interval Ttot, per posteriorment treballar només amb els intervals RR que es troben entre aquests dos instants. Tot seguit, es crea el vector de temps comú amb inici i final a l'instant del primer i últim interval Ttot respectivament, i amb un espaiat equivalent a l'invers de la freqüència de mostreig utilitzada, que en aquesta ocasió és de 2Hz. Per últim, es procedeix a realitzar la interpolació dels intervals RR i Ttot amb el nou vector de temps. Cal mencionar també que quan es va voler implementar aquest algorisme inicialment no es va poder fer, ja que hi havia valors de intervals repetits en un mateix subjecte. Per solucionar-ho, es va afegir a l'inici de l'algorisme un nou bucle que realitza petites modificacions menyspreables en els valors dels intervals repetits per poder aplicar correctament la funció desitjada.

```
% 1. CARREGAR VARIABLES

% Per subjectes SUPÍ

    %Ttot
load('DEF313TtotCorregitsSupiNR')
load('DEF313MidesTtotCorregitsSupiNR')
load('DEF313InstantsIniciTtotSupiNR')
load('DEF313MidesInstantsIniciTtotSupiNR')

    %RR
load('MatriuValorsRRSupi')
load('MidesRRSupi')
load('MatriuTempsRRNRSupi')
load('MidesTempsRRNRSupi')

% Per subjectes ASSEGUT

    %Ttot
load('DEF313TtotCorregitsAssegutNR')
load('DEF313MidesTtotCorregitsAssegutNR')
load('DEF313InstantsIniciTtotAssegutNR')
load('DEF313MidesInstantsIniciTtotAssegutNR')

    %RR
load('MatriuValorsRRAssegut')
load('MidesRRAssegut')
load('MatriuTempsRRNRAssegut')
load('MidesTempsRRNRAssegut')

% 2. CODI

% Es modifiquen valors iguals d'interval en un mateix vector per Ttot

TtotCmsc=zeros(2000,44);
for j=1:44 %Recorrer tots els subjectes
    vector=TtotC(1:midesCorrecTtot(j),j);
    [valors_unics, ind_unics] = unique(vector); %Índex valors no repetits
    ind_repetits = setdiff(1:length(vector),ind_unics);%Índex repetits
    valors_repetits = vector(ind_repetits,1);%Vector amb valors repetits
    for n=1:length(valors_repetits) %Buscar en la senyal original
        a=valors_repetits(n); %Les posicions amb valor repetit 'a'
        er=find(vector==a);
        d=0.0001;
        for o=2:length(er) %Sumar 'd' a cada valor repetit
            vector(er(o))=vector(er(o))+d;
            d=d+d;
        end
    end
    TtotCmsc(1:length(vector),j)=vector; %Guardar a la nova matriu
end
```

```

% Es modifiquen valors iguals d'interval en un mateix vector per RR

RRmsc=zeros(2000,44);
for j=1:44 %Recorrer tots els subjectes
    vectorRR=Zrr(1:midesRR(j),j);
    [valors_unicsRR, ind_unicsRR]=unique(vectorRR); %Índex no repetits
    ind_repetitsRR=setdiff(1:length(vectorRR),ind_unicsRR); %Índex repetit
    valors_repetitsRR=vectorRR(ind_repetitsRR,1); %Vector valors repetits
    for n=1:length(valors_repetitsRR) %Buscar en la senyal original
        aRR=valors_repetitsRR(n); %Les posicions amb valor repetit 'aRR'
        erRR=find(vectorRR==aRR);
        d=0.0001;
        for o=2:length(erRR) %Sumar 'd' a cada valor repetit
            vectorRR(erRR(o))=vectorRR(erRR(o))+d;
            d=d+d;
        end
    end
    RRmsc(1:length(vectorRR),j)=vectorRR; %Guardar a la nova matriu
end

% Es creen splines que retornin els valors de les senyals

fs=2; %Freqüència mostreig 2 Hz
posirrl=zeros(1,44); %Es creen matrius de zeros
posirrl=zeros(1,44);
irrl=zeros(1,44);
irrl=zeros(1,44);
ittotl=zeros(1,44);
ittotl=zeros(1,44);

for j=1:44
    ittotl(1,j)=InsTexpM(1,j); %Vector que guarda primer instant Ttot
    ittotl(1,j)=InsTexpM(midesInsTexpM(j),j); %Guardar últim instant Ttot
    [miniml, posiciol]=min(abs(Ztr(1:midesNRTR(j),j)-ittotl(1,j)));
    %Posició RR més proper a primer Ttot
    posirrl(1,j)=posiciol; %Es guarda aquesta posició
    irrl(1,j)=Zrr(posirrl(j),j); %Es guarda el valor de l'interval
    [miniml, posiciol]=min(abs(Ztr(1:midesNRTR(j),j)-ittotl(1,j)));
    %Posició RR més proper a últim Ttot
    posirrl(1,j)=posiciol; %Es guarda aquesta posició
    irrl(1,j)=Zrr(posirrl(j),j); %Es guarda el valor de l'interval
end

trrttot=zeros(1000,44); %Es crea una matriu de zeros
midestrrttot=zeros(1,44); %Es crea un nou vector
for c=1:44
    t=ittotl(c):1/fs:ittotl(c); %Nou vector temps
    midestrrttot(1,c)=length(t); %Es guarda la mida del vector
    trrttot(1:length(t),c)=t; %Es guarda el vector de temps creat
end

senyalttotmsc=zeros(1000,44);
midessenyalttotmsc=zeros(1,44);
tempsttotmsc=zeros(1000,44);
midestempsttotmsc=zeros(1,44);

```



```

rrmsc=zeros(1000,44);
midesrrmsc=zeros(1,44);
tempsrrmsc=zeros(1000,44);
midestempsrrmsc=zeros(1,44);

for r=1:44
    [sttot]=spline(InstexpM(1:midesInstexpM(r),r),TtotCmsc(1:midesCorrect
tot(r),r),trrttot(1:midestrtrrttot(r),r)); %Remostreig senyal Ttot
    senyalttotmsc(1:length(sttot),r)=sttot;
    tempsttotmsc(1:length(tttot),r)=tttot;
    midessenyalttotmsc(1,r)=length(sttot);
    midestempsttotmsc(1,r)=length(tttot);

    [srr]=spline(Ztr(1:midesNRTR(r),r),RRmsc(1:midesRR(r),r),trrttot(1:mi
destrtrrttot(r),r)); %Remostreig senyal RR
    rrmsc(1:length(srr),r)=srr;
    midesrrmsc(1,r)=length(srr);
    tempsrrmsc(1:length(trr),r)=trr;
    midestempsrrmsc(1,r)=length(trr);
end

```

XII. Càlcul coherència entre intervals RR i Ttot

Després de carregar les variables necessàries, es procedeix al càlcul de la coherència. Aquest es realitza mitjançant finestres *Hanning* de 512 mostres amb un solapament del 50%. Posteriorment, s'obtenen a partir de les variables de sortida que retorna la funció, els mateixos paràmetres i figures que s'han extret en el càlcul de la densitat espectral de potència.

%1. CARREGAR LES VARIABLES NECESSÀRIES

% 1.1 Per subjectes SUPÍ

```

load('DEF313TtotPerMSCSupi')
load('DEF313MidesTtotPerMSCSupi')
load('DEF313RRPerMSCSupi')
load('DEF313MidesRRPerMSCSupi')
load('DEF313VectorTempsComuMSCSupi')
load('DEF313MidesVectorTempsComuMSCSupi')

```

% 1.2 Per subjectes ASSEGUTS

```

load('DEF313TtotPerMSCAssegut')
load('DEF313MidesTtotPerMSCAssegut')
load('DEF313RRPerMSCAssegut')
load('DEF313MidesRRPerMSCAssegut')
load('DEF313VectorTempsComuMSCAssegut')
load('DEF313MidesVectorTempsComuMSCAssegut')

```

% 2. CREACIÓ DE VECTORS DE ZEROS PER GUARDAR ELS PARÀMETRES EXTRETS

```

pp=zeros(1,44);           %Pic de potència
fp=zeros(1,44);           %Pic de freqüència
fm=zeros(1,44);           %Freqüència mitjana
fc=zeros(1,44);           %Freqüència central
fr=zeros(1,44);           %Freqüència a la dreta de 'fp'
fl=zeros(1,44);           %Freqüència a l'esquerra de 'fp'
Avlf=zeros(1,44);         %Àrea sota l'espectre en banda VLF
Alf=zeros(1,44);          %Àrea sota l'espectre en banda LF
Ahf=zeros(1,44);          %Àrea sota l'espectre en banda HF
Atot=zeros(1,44);         %Àrea total
DB=zeros(1,44);           %Àrea banda discriminant
Rvltot=zeros(1,44);       %Rati de potència entre VLF/Total
Rlftot=zeros(1,44);       %Rati de potència entre LF/Total
Rhftot=zeros(1,44);       %Rati de potència entre HF/Total
Rlfhf=zeros(1,44);        %Rati de potència entre LF/HF
Rvlfhf=zeros(1,44);       %Rati de potència entre VLF/HF
Rdbtot=zeros(1,44);       %Rati de potència DB/Total
MSCf=zeros(2000,44);      %Valors MSC
Ff=zeros(2000,44);        %Valors freqüències

```

% 3. OBTENCIÓ DE MSC I FREQUÈNCIES DE CADA BANDA

```

for p=1:44                 %Recorrer cada subjecte
rr=rrmsc(1:midessrrmsc(p),p);
ttot=senyalttotmsc(1:midesssenyalttotmsc(p),p);
rrd=detrend(rr);           %S'elimina la tendència de la senyal
rrm=rrd-mean(rrd);         %Es resta a la senyal la seva mitjana
ttotd=detrend(ttot);       %S'elimina la tendència de la senyal
ttotm=ttotd-mean(ttotd);   %Es resta a la senyal la seva mitjana
[MSC,F]=mscohere(rrm,ttotm,hamming(512),256,2048); %Càlcul coherència
vlf=find(F<=0.04);         %Trobar mostres banda Very Low Frequency
lf=find(F<=0.15 & F>0.04); %Trobar mostres banda Low Frequency
hf=find(F<=F(length(F)) & F>0.15); %Trobar mostres banda High Frequency
qlq3F=prctile(F,[25 75]);  %Càlcul del primer i tercer quartil
dlpsd=diff(MSC);           %Càlcul de la derivada de la MSC
Ff(1:length(F),p)=F;      %Guardar valors MSC a nova matriu
MSCf(1:length(MSC),p)=MSC; %Guardar valors freq. a nova matriu

%Gràfic MSC vs Freqüència
figure(p);
plot(F,MSC),title('Coherència espectral de RR i Ttot'),
xlabel('Freqüència(Hz)'),ylabel('MSC')
%Es grafiquen les diferents bandes de freqüència

hold on;plot([0.04 0.04], ylim,'k')
hold on;plot([0.15 0.15], ylim,'k')

```

```
%Gràfic de la MSC amb el primer i tercer quartil i la derivada d'aquesta
figure(p);
ax(1)=subplot(2,1,1);plot(F,MSC);hold on; plot([q1q3F(1,1) q1q3F(1,1)],
ylim,'r');hold on; plot([q1q3F(1,2) q1q3F(1,2)], ylim,'r');title('MSC amb
primer i tercer quartil');xlabel('F(Hz)');ylabel('MSC');
ax(2)=subplot(2,1,2);plot(F(2:length(F)),dlpsd);title('Primera
derivada');
linkaxes(ax,'x');
axis tight
```

% 4. OBTENCIÓ DE CARACTERÍSTIQUES I COMPONENTS FREQUÈNCIALS

% 4.1 Vàlid per RR i Ttot

```
pp(p)=max(MSC); %Pic de potència (s^2/Hz)
posicio=find(MSC==pp(p)); %Posició pic potència
fp(p)=F(posicio); %Pic de freqüència (Hz)
fc(p)=F(floor(length(F)/2)); %Freqüència central (Hz)
fm(p)=mean(F); %Freqüència mitjana (Hz)
Avlf(p)=trapz(F(vlf),MSC(vlf),1); %Àrea VLF (s^2)
Alf(p)=trapz(F(lf),MSC(lf),1); %Àrea LF (s^2)
Ahf(p)=trapz(F(hf),MSC(hf),1); %Àrea HF (s^2)
Atot(p)=Avlf(p)+Alf(p)+Ahf(p); %Àrea total^(s^2)

areesT=[]; %Es crea un vector buit
areal=trapz(F(1),MSC(1),1); %Primer valor d'àrea
areesT=[areesT areal]; %Guardar en vector nou
for i=2:length(MSC) %Recórrer valors MSC
    area=trapz(F(1:i),MSC(1:i),1); %Càlcul àrea acumulativa
    areesT=[areesT area]; %Guardar en el vector creat
end
areameitat=Atot(p)/2; %Càlcul àrea meitat
[minA,posA]=min(abs(areesT-areameitat)); %Posició valor àrea meitat
fc(p)=F(posA); %Freqüència central (Hz)
aa=[]; %Es crea un vector buit
for i=1:length(MSC) %Recorrer la senyal MSC
    aver=F(i)*MSC(i); %Càlcul freqüències mitjanes instantànies
    aa=[aa aver]; %Guardar en nou vector
end
aa=aa'; %Transposar vector
aT=sum(aa); %Sumatori de freqüències
fms=aT/(sum(MSC)); %Càlcul freqüència mitjana del subjecte
fm(p)=fms; %Freqüència mitjana (Hz)
PercPP=0.1*pp(p); %Càlcul del 10% del pic de potència (pp)
[minL,posL]=min(abs(MSC(1:posicio)-PercPP)); %Valor més pròxim a
l'esquerra
fl(p)=F(posL); %Es guarda la freqüència d'aquesta mostra
[minR,posR]=min(abs(MSC((posicio)+1:length(MSC))-PercPP)); %Posició
més pròxima a la dreta
fr(p)=F(posR); %Es guarda la freqüència d'aquesta mostra
fDB=find(F>=fl(p) & F<=fr(p)); %Posicions freqüències rang DB
DB(p)=trapz(F(fDB),MSC(fDB)); %Càlcul àrea entre 'fl' i 'fr'
RvlfTot(p)=Avlf(p)/Atot(p); %Rati de potència entre VLF i total
Rlftot(p)=Alf(p)/Atot(p); %Rati de potència entre LF i total
Rhftot(p)=Ahf(p)/Atot(p); %Rati de potència entre HF i total
```

```

Rdbtot(p)=DB(p)/Atot(p);           %Rati de potència entre DB i total
Rlfhf(p)=Alf(p)/Ahf(p);           %Rati de potència entre LF i HF
Rvlfhf(p)=Avlf(p)/Ahf(p);         %Rati de potència entre VLF i HF

figure(p);
plot(F, MSC), title('MSC de RR i Ttot'), xlabel('Frequència
(Hz)'), ylabel('MSC')
hold on; plot([fl(1,p) fl(1,p)], ylim, 'r')
hold on; plot([fr(1,p) fr(1,p)], ylim, 'r')
end

```

%5. ES GUARDEN ELS PARÀMETRES EXTREMS EN UNA MATEIXA MATRIU

```

ValorsMSC=zeros(44,17);
ValorsMSC(:,1)=pp';
ValorsMSC(:,2)=fp';
ValorsMSC(:,3)=fc';
ValorsMSC(:,4)=fm';
ValorsMSC(:,5)=fl';
ValorsMSC(:,6)=fr';
ValorsMSC(:,7)=Atot';
ValorsMSC(:,8)=Avlf';
ValorsMSC(:,9)=Alf';
ValorsMSC(:,10)=Ahf';
ValorsMSC(:,11)=Rvlfhf';
ValorsMSC(:,12)=Rlfhf';
ValorsMSC(:,13)=Rvlftot';
ValorsMSC(:,14)=Rlftot';
ValorsMSC(:,15)=Rhftot';
ValorsMSC(:,16)=Rdbtot';
ValorsMSC(:,17)=DB';

```

A2. Taules numèriques

I. Paràmetres temporals ECG

	Intervals RR					
	Mitjana+ (mean+SD)	Desviació (mean+SD)	Kurtosis (mean+SD)	Skewness (mean+SD)	IQR (mean+SD)	CV (mean+SD)
Supí	0,8546 ± 0,1342	0,0843 ± 0,0574	8,1401 ± 6,8063	-0,3375 ± 0,5402	0,1174 ± 0,0960	0,0967 ± 0,0633
Assentat	0,8140 ± 0,1178	0,0827 ± 0,0541	11,0308 ± 11,2857	-0,5447 ± 0,7110	0,1085 ± 0,0751	0,0985 ± 0,0584
p-valor	0,0008	0,7974	0,0162	0,0884	0,3269	0,5596
Tendència	-4,7452	-1,9469	35,5125	61,3734	-7,5835	1,8529

	Freqüència cardíaca					
	Mitjana (mean+SD)	Desviació (mean+SD)	Kurtosis (mean+SD)	Skewness (mean+SD)	IQR (mean+SD)	CV (mean+SD)
Supí	73,2845 ± 11,4128	16,1197 ± 17,8474	2304,3767 ± 2440,1536	32,5236 ± 28,1650	9,5920 ± 8,1484	0,2148 ± 0,2178
Assentat	76,8028 ± 11,2140	18,3597 ± 18,8309	1403,5082 ± 1114,7066	27,9655 ± 17,8391	9,6045 ± 6,5597	0,2426 ± 0,2417
p-valor	0,0028	0,2034	0,0884	0,4911	0,3627	0,3100
Tendència	4,8010	13,8961	-39,0938	-14,0146	0,1307	12,9466

II. Paràmetres temporals del senyal de flux respiratori

	Intervals Ttot					
	Mitjana (mean+SD)	Desviació (mean+SD)	Kurtosis (mean+SD)	Skewness (mean+SD)	IQR (mean+SD)	CV (mean+SD)
Supí	4,2103 ± 1,1042	0,7965 ± 0,4735	5,6983 ± 5,6435	0,0656 ± 0,6031	1,0355 ± 0,6260	0,1788 ± 0,0776
Assentat	3,8202 ± 1,2615	0,5412 ± 0,3738	10,5030 ± 7,4167	-0,3605 ± 0,8189	0,7193 ± 0,6256	0,1333 ± 0,0538
p-valor	0,0687	0,0001	0,0001	0,0007	0,0003	0,0000
Tendència	-9,2661	-32,0483	84,3175	-649,8872	-30,5367	-25,4739

	Freqüència respiratòria					
	Mitjana (mean+SD)	Desviació (mean+SD)	Kurtosis (mean+SD)	Skewness (mean+SD)	IQR (mean+SD)	CV (mean+SD)
Supí	15,9090 ± 3,6633	10,7856 ± 6,3879	4037,756 ± 1723,065	55,9641 ± 17,2834	3,4768 ± 1,5825	0,6831 ± 0,3613
Assentat	17,7350 ± 4,3767	18,3768 ± 28,155	2466,096 ± 625,3289	46,4917 ± 7,7483	2,7688 ± 1,1113	1,1037 ± 1,5549
p-valor	0,007	0,1873	0	0,0003	0,0021	0,2161
Tendència	11,4755	70,3826	-38,9241	-16,9258	-20,3632	61,5809

III. Paràmetres freqüencials de la DEP del ECG

	pp (s ² /Hz)	fp (Hz)	fc (Hz)	fm (Hz)	fl (Hz)	fr (Hz)
Supí	0,1346 ± 0,3610	0,1333 ± 0,1656	0,1927 ± 0,0952	0,3434 ± 0,1037	0,0498 ± 0,0927	0,2551 ± 0,2026
Assentat	0,1136 ± 0,2160	0,1343 ± 0,1384	0,1661 ± 0,0792	0,2096 ± 0,0595	0,0568 ± 0,0974	0,2469 ± 0,2028
p-valor	0,2034	0,2797	0,1576	0,3878	0,6034	0,4468
Tendència	-15,5909	0,7322	-13,7894	-38,9753	14,1457	-3,2249

	Atotal (s ²)	Avlf (s ²)	Alf (s ²)	Ahf (s ²)	DB (s ²)
Supí	0,0097 ± 0,0142	0,0023 ± 0,0065	0,0018 ± 0,0021	0,0056 ± 0,0068	0,0045 ± 0,0085
Assentat	0,0105 ± 0,0136	0,0020 ± 0,0045	0,0029 ± 0,0037	0,0057 ± 0,0073	0,0056 ± 0,0102
p-valor	0,2294	0,6574	0,0073	0,5286	0,4511
Tendència	8,4193	-15,7470	56,1263	2,7401	22,6757

	Rvlf/hf	Rlf/hf	Rvlf/total	Rlf/total	Rhf/total	Rdb/total
Supí	0,4163 ± 0,4273	0,4289 ± 0,2077	0,2095 ± 0,1801	0,2229 ± 0,0809	0,5676 ± 0,1650	0,5239 ± 0,3763
Assentat	0,8181 ± 2,4720	1,0194 ± 1,7271	0,1800 ± 0,1312	0,3079 ± 0,1443	0,5121 ± 0,1836	0,4961 ± 0,3810
p-valor	0,6323	0,0046	0,1952	0,0004	0,0089	0,5959
Tendència	96,5358	137,6524	-14,0619	38,1062	-9,7780	-5,3183

IV. Paràmetres freqüencials de la DEP del senyal de flux respiratori

	pp (s ² /Hz)	fp (Hz)	fc (Hz)	fm (Hz)	fl (Hz)	fr (Hz)
Supí	21,9790 ± 33,1707	0,0209 ± 0,0164	0,0337 ± 0,0126	0,0486 ± 0,0139	0,0000 ± 0,0000	0,0855 ± 0,0560
Assentat	14,8265 ± 27,3757	0,0271 ± 0,0229	0,0395 ± 0,0159	0,0539 ± 0,0183	0,0001 ± 0,0005	0,0993 ± 0,0594
p-valor	0,0435	0,2409	0,0894	0,1048	1,0000	0,2349
Tendència	-32,5425	29,3333	17,3913	10,9310	0,0000	16,1501

	Atotal (s ²)	DB (s ²)	Rdb/total
Supí	0,6959 ± 0,7891	0,4942 ± 0,5717	0,7707 ± 0,2114
Assentat	0,4966 ± 0,6054	0,3789 ± 0,5028	0,7751 ± 0,2436
p-valor	0,0587	0,1614	0,6744
Tendència	-28,6393	-23,3177	0,5690

V. Paràmetres freqüencials de la MSC

	pp (s ² /Hz)	fp (Hz)	fc (Hz)	fm (Hz)	fl (Hz)	fr (Hz)
Supí	0,4446 ± 0,1809	0,8558 ± 0,9558	1,4055 ± 0,4878	1,4532 ± 0,2883	0,4155 ± 0,5493	1,0713 ± 0,9448
Assentat	0,7759 ± 0,1162	0,8118 ± 0,7924	1,4670 ± 0,3466	1,5021 ± 0,1885	0,3661 ± 0,4714	1,1057 ± 0,7386
p-valor	0,0000	0,8702	0,8154	0,6323	0,7833	0,7483
Tendència	74,5222	-5,1491	4,3757	3,3615	-11,8980	3,2153

	Atotal (s ²)	Avlf (s ²)	Alf (s ²)	Ahf (s ²)	DB (s ²)
Supí	0,2982 ± 0,3081	0,0044 ± 0,0048	0,0117 ± 0,0123	0,2822 ± 0,2964	0,0902 ± 0,1562
Assentat	0,5851 ± 0,1699	0,0095 ± 0,0041	0,0222 ± 0,0082	0,5534 ± 0,1675	0,1636 ± 0,1469
p-valor	0,0001	0,0000	0,0000	0,0001	0,0054
Tendència	96,1891	116,4394	89,8719	96,1362	81,2717

	Rvlf/hf	Rlf/hf	Rvlf/total	Rlf/total	Rhf/total	Rdb/total
Supí	0,0282 ± 0,0465	0,0586 ± 0,0373	0,0240 ± 0,0330	0,0525 ± 0,0304	0,9235 ± 0,0531	0,3118 ± 0,2988
Assentat	0,0199 ± 0,0142	0,0462 ± 0,0338	0,0182 ± 0,0114	0,0423 ± 0,0262	0,9395 ± 0,0351	0,2978 ± 0,2584
p-valor	0,5059	0,0486	0,5210	0,0635	0,1048	0,7593
Tendència	-29,4895	-21,2453	-24,0853	-19,4820	1,7337	-4,4798

